

# THESIS

MUNICH

1964

UNTERSUCHUNGEN ÜBER MEßFELDER AN RÖNTGENBELICHTUNGS-  
AUTOMATEN UND IHRE BEZIEHUNG ZUR DOMINANTE BEI  
AUFNAHMEN DES ABDOMENS

LANE MEDICAL LIBRARY OF  
STANFORD UNIVERSITY  
300 PASTEUR  
PALO ALTO, CALIFORNIA

Ulrich Thomae







Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA40153508\\_0151](https://archive.org/details/IA40153508_0151)

AUS INSTITUT UND POLIKLINIK FÜR PHYSIKALISCHE THERAPIE  
UND RÖNTGENOLOGIE DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

RIEDER-INSTITUT

Direktor: Professor Dr. H. v. BRAUNBEHRENS

---

UNTERSUCHUNGEN ÜBER MEßFELDER AN RÖNTGENBELICHTUNGS-  
AUTOMATEN UND IHRE BEZIEHUNG ZUR DOMINANTE BEI  
AUFNAHMEN DES ABDOMENS

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin  
verfaßt und  
einer Hohen Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Ulrich Thomae  
aus Stuttgart

München 1964

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

|              |                                  |
|--------------|----------------------------------|
| Referent:    | Professor Dr. F. E. STIEVE       |
| Korreferent: | Professor Dr. H. v. BRAUNBEHRENS |
| Dekan:       | Professor Dr. R. BACHMANN        |

Tag der mündlichen Prüfung: 31. 7. 1964

MEINEN LIEBEN ELTERN

IN DANKBARKEIT GEWIDMET



# INHALT

- I. EINLEITUNG
- II. DAS WESEN DER BELICHTUNGSAUTOMATIK
  - 1. Die FRANKE'schen Sätze
  - 2. Methoden der Dosismessung
  - 3. Definition der Dominanten
  - 4. Lage und Größe der Meßfelder
  - 5. Die Umsetzung des Dosisreliefs in ein Schwärzungsrelief - die Gradationskurve
- III. AUFNAHMETECHNIK
- IV. EIGENE VERSUCHE
  - A. Untersuchungsmethodik
  - B. Ergebnisse
    - 1. Vergleich des Meßfeldinhaltes und der bildwichtigen Zone der Aufnahmen
    - 2. Vergleich der mittleren Dosen bei Aufnahmen derselben Aufnahmeart
    - 3. Vergleich der Einzeldosen bei charakteristischen Einzelfällen
  - C. Besprechung der Ergebnisse
- V. ZUSAMMENFASSUNG



## 1. EINLEITUNG

Lange Zeit erfolgte die Belichtung von Röntgenaufnahmen ausschließlich empirisch. Als Hilfsmittel standen lediglich Belichtungstabellen zur Verfügung, die zwar technische Faktoren entsprechend deren physikalischen Gesetzmäßigkeiten berücksichtigten, bei den Organfaktoren jedoch nur Erfahrungswerte, und zwar zum Teil sehr unterschiedliche Durchschnittswerte enthielten.

Erst die Einführung der Belichtungsautomatik, bei der eine objektive Messung der zur Filmschwärzung erforderlichen Röntgenstrahlenmenge am Film selbst vorgenommen wird, ermöglichte es, die Belichtung der Röntgenaufnahme einer subjektiven Schätzung zu entziehen und auch den unbekannten Organfaktor genau zu erfassen.

Die technische Ausführung der Belichtungsautomaten ist heute soweit fortgeschritten, daß ihr universeller Einsatz in der Röntgendiagnostik sich an vielen Stellen ausgezeichnet bewährt hat.

Trotzdem gibt es, wie aus verschiedenen Veröffentlichungen über Belichtungsautomaten (RUBENS, STIEVE, WIDENMANN, ZIELER u. a.) zu entnehmen ist, noch einige Punkte, die, wenn sie auch nicht als eigentliche Nachteile bezeichnet werden können, einer genauen Untersuchung Wert sind und sich möglicherweise mit zum Teil einfachen Mitteln vervollkommen lassen.

Die wesentlichsten dieser Probleme sind: der Einfluß der Streustrahlung und der Strahlenqualität auf die Meßorgane, die Entstehung bildstörender Streustrahlen in den Meßorganen sowie die Frage, welche kürzest mögliche Belichtungszeit für bestimmte Röntgenaufnahmen nötig ist und damit als unterste Schaltzeitgrenze vom Automaten gefordert werden muß (BERGER).

Die Meßorgane der in Deutschland hergestellten Belichtungsautomaten besitzen drei Bezirke - sog. Meßfelder-, in denen die Dosis gemessen werden kann. Sie sind in einer Meßkammer untergebracht, die größer ist als das größte verwendete Filmformat und haben eine bestimmte Lage zueinander.

Bei einigen Systemen ist zur Aufnahme nur jeweils ein Meßfeld zu verwenden, bei einem anderen wahlweise ein, zwei oder alle drei Meßfelder gleichzeitig. Bei fast allen Aufnahmeobjekten ist es nach den bisherigen Erfahrungen zweckmäßig, nur ein Meßfeld zu verwenden. Nur für die verschiedenen Aufnahmen des Abdomens tauchte die Frage auf, ob die bisher übliche Messung beibehalten werden, oder ob man gleichzeitig mehrere Meßfelder verwenden soll.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, festzustellen, ob bei Aufnahmen des Abdomens mit dem einen, bis jetzt als geeignet empfundenen Meßfeld in allen Fällen eine dem allgemeinen Bildcharakter entsprechende Belichtung erzielt wird, oder, wenn dies nicht zutrifft, welches der anderen Meßfelder bessere Ergebnisse bringt, bez. ob es zweckmäßig ist, gleichzeitig mehrere Meßfelder zu benutzen.

1. Ein Röntgenbild entsteht, indem in einem homogen mit Röntgenstrahlen beschickten inhomogenen Objekt je nach Dicke und Dichte der darin enthaltenen Bestandteile die Strahlen unterschiedlich geschwächt werden und zu einer, der jeweiligen Schwächung entsprechenden, unterschiedlichen Schwärzung des Filmes führen.

Es entsteht also zunächst ein "Strahlenrelief", das auf dem Film ein "Schwärzungsrelief" hervorruft.

Die Schwächung ist mit einer unterschiedlichen Absorption und Reflexion eines beleuchteten Körpers inhomogener Oberfläche zu vergleichen. Während in der Lichtphotographie das Ergebnis von Absorption und Reflexion - also die unmittelbar vor dem Film herrschende Situation - mit dem Auge wahrgenommen werden kann, ist dies in der Röntgenphotographie nicht möglich. Mit den am Röntgenapparat einstellbaren Daten läßt sich sozusagen nur die Helligkeit und die Brenndauer der Lichtquelle - die einfallende Röntgenstrahlmenge - bestimmen. Wie die Situation am Film sich gestaltet, d. h., wie hoch diese einfallende Strahlenmenge zu bemessen ist, hängt noch von der jeweiligen Strahlendurchlässigkeit des Objektes ab. In der Unmöglichkeit, diese Durchlässigkeit genau abzuschätzen, vor allem, weil die Einzelbestandteile des Objektes äußerlich nicht zu erkennen sind, liegt die Schwierigkeit der Belichtung von Röntgenaufnahmen.

Welche Situation bei einer Röntgenaufnahme am Film notwendig ist, hat H. FRANKE (1930) etwa folgendermaßen formuliert:

- 1) Jedes Röntgenbild besitzt eine Zone, die für den Gesamtwert der Aufnahme bestimmend ist.
- 2) Diese Zone weist unabhängig vom dargestellten Objekt stets die gleiche mittlere Schwärzung auf.
- 3) Diese mittlere Schwärzung wird bei Verwendung des gleichen photographischen Materials von der stets gleichen mittleren Dosis am Film erreicht.

Es muß demnach die Strahlenmenge, die in das Objekt eingestrahlt wird - die Einfalldosis - so bemessen sein, daß am Film stets die gleiche mittlere Dosis übrig bleibt.

Sowohl die Höhe der Einfalldosis wie die Schwächung der Strahlung durch das Objekt sind von einer Reihe von Faktoren abhängig: Spannung, Stromstärke, Belichtungszeit, Dosisausbeute der Röhre, Vorfilterung, Fokus-Objekt-Abstand, Qualität der Strahlung, sowie Art, Dicke und Dichte des Objektes. Ihre Einflüsse auf die Dosis am Film unterliegen alle physikalischen Gesetzmäßigkeiten, jedoch sind in der Praxis lediglich Dicke des Objektes und Fokus-Objekt-Abstand genau bekannt, bez. einfach zu bestimmen.

2. FRANKE zog daher aus seinen Überlegungen den Schluß, daß es sehr viel einfacher und genauer sein müßte, vom Beginn der Schaltung an mit einem entsprechenden Dosimeter die Dosis am Film zu messen und nach Erreichen der gewünschten Dosis die Belichtung zu unterbrechen. Dies führte ihn zur Konstruktion eines Belichtungsautomaten, der, ohne die Röhrenspannung oder -stromstärke zu verändern, in die Zeitschaltung des Röntgenapparates eingriff.

Nach diesem Prinzip arbeiten alle derzeitigen Belichtungsautomaten (Abb. 1).

Wie aus dem 3. Satz von FRANKE hervorgeht, wird diejenige Strahlenmenge, die auf den Film trifft, in Schwärzung und damit in ein Bild umgesetzt. In der Mehrzahl der klinischen Röntgenaufnahmen wird diese Umsetzung nicht unmittelbar vorgenommen, sondern als Lichtbelichtung über sog. Verstärkerfolien, deren wesentlicher Bestandteil eine Leuchtschicht ist, die dosisproportional von Röntgenstrahlen angeregt wird.

Für die Durchführung der Dosismessung sind zwei Methoden gebräuchlich:

- 1) die direkte, ionometrische Messung
- 2) die indirekte, photoelektrische Messung.

Beide Methoden sind gleichwertig und erzeugen einen der einfallenden Strahlendosis proportionalen Strom.

Als empfindliches System dient entweder eine Ionisationskammer oder ein Leuchtschirm in Verbindung mit einer Photozelle.

In der Ionisationskammer wird der Strom direkt durch die Röntgenstrahlen als Ionisationsstrom erzeugt, in der Photozelle entsteht aus dem durch die Röntgenstrahlen auf einer Leuchtfolie erzeugten Licht indirekt ein Photostrom.

Die erste Methode wird beim Iontomat der Firma Siemens und beim Amplimat der Firma C. H. F. Müller, die zweite beim Luminix der Firma Koch & Sterzel verwendet.

Eine gewisse Schwierigkeit ergab sich aus der Frage, wo bei Verwendung einer Film-Folien-Kombination in einer Kassette - wie sie für die ausgewerteten Aufnahmen auch nur in Betracht kommt - die Dosis gemessen werden soll: vor oder hinter der Kassette.

Die ursprünglichen Meßkammern waren hinter der Kassette angebracht, weil dabei die Anforderungen, die an die Ausführung der Meßkammern gestellt werden mußten, einfacher waren. Da diese Anordnung jedoch infolge einer großen Abhängigkeit des Meßergebnisses von der Strahlenqualität erhebliche Nachteile aufwies, ist man seit längerer Zeit bei den in Deutschland hergestellten Systemen dazu übergegangen, die Messung vor der Kassette vorzunehmen.

Damit mußte das Meßorgan folgende Forderungen erfüllen:

- 1) Die Kammern müssen sehr schmal sein, damit der Objekt-Film-Abstand nicht zu groß wird. Sie können also nur ein sehr kleines Meßvolumen haben.

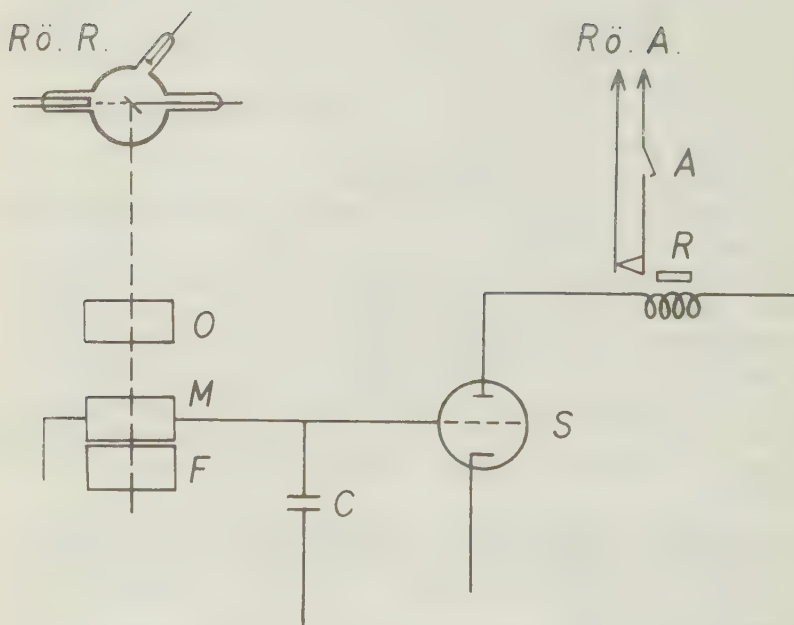


ABBILDUNG 1: Schaltschema eines Belichtungsautomaten

Rö. R. Röntgenröhre  
 O. Objekt  
 M. Messkammer  
 F. Film

C. Condensator  
 S. Thyatron  
 R. Widerstand  
 A. Relais

- 2) Die Kammern dürfen auf der Aufnahme nicht sichtbar sein.
- 3) Die Strahlenschwächung durch die gesamte Kammer muß sehr gering sein, weil sich sonst die Patientendosis erhöht.
- 4) Die Meßkammern müssen trotz ihrer Kleinheit sehr empfindlich sein. Da die für eine Röntgenaufnahme nötige Dosis - sie beträgt nur etwa 0,5 mr - in einen der Registrierung zugänglichen Strom umgesetzt werden muß, erwies sich die Konstruktion eines derartig empfindlichen Meßorgans zunächst als schwierig.

Bei Ionisationskammern war es unter Ausnutzung der Elektronenmission aus Schwermetallen möglich, die Forderung nach großer Empfindlichkeit bei kleinem Raum zu erfüllen. Die Kammerwände des Iontomat und Amplimat sind deshalb mit einem Blei- bez. Kupferbelag versehen, bei einem System ist das Meßorgan zusätzlich als Doppelkammer ausgebildet. Diese Beläge dürfen aber nur einige Tausendstel Millimeter dick sein, da sie sonst auf dem Röntgenbild sichtbar sind. Deshalb muß der erzeugte Strom noch durch elektrische Vorrichtungen verstärkt werden.

Bei der photoelektrischen Methode wurde die Steigerung der Empfindlichkeit in das Photozellensystem gelegt: In dem von ZWORYKIN erdachten Sekundärelektronenvervielfacher oder Photomultiplier erkannte MORGAN dasjenige Instrument, welches es ihm gestattete, eine genaue Dosismessung auf photoelektrischem Weg vorzunehmen. Die allgemeine Anwendung dieses Verfahrens verlangte nicht nur eine äußerst empfindliche Meßzelle, auch die Wahl des Leuchtschirmes bedarf großer Sorgfalt, wobei es lediglich auf eine Spannungsunabhängigkeit der Lichtmission ankommt im Gegensatz zu den Verstärkerfolien, bei denen auch noch die Zeichenschärfe eine große Rolle spielt.

3. Eines der wichtigsten Merkmale der FRANKE'schen Erkenntnisse ist die Tatsache, daß die gleiche mittlere Schwärzung sich nicht auf eine Mittelung über das gesamte Röntgenbild bezieht, sondern auf einen bestimmten, nämlich den bildwichtigen Teil desselben. FRANKE hat für ihn den Ausdruck "Dominante" geprägt.

Je nach Aufnahmeobjekt ist der bildwichtige Teil verschieden groß - entsprechend den unterschiedlichen Organgrößen, denen ja auch durch die verschiedenen, in der Röntgenphotographie verwendeten Filmgrößen von 9 cm x 12 cm bis zu 30 cm x 40 cm Rechnung getragen wird. Außerdem ist er in verschiedenen Bezirken einer Röntgenaufnahme zu finden: Einmal sind paarige, seitlich gelegene, einmal nicht paarige, in der Mitte gelegene Partien zur Diagnostik wichtig. Die Dominante ist also organspezifisch. Dabei ist je nach Aufnahmeobjekt bzw. dessen Strahlenrelief und den dadurch entstehenden Schwärzungskontrasten die Dominante entweder auf das Organ selbst beschränkt oder sie muß auch die unmittelbare Umgebung mit einbeziehen. Bei Aufnahmen des Abdomens kommen beide Möglichkeiten in Frage. Bei einer Aufnahme

des Knochens z. B. wird die Struktur innerhalb des Knochens beurteilt. Hier spielt die Umgebung keine Rolle. Im Gegenteil kann ihre Miteinbeziehung sogar zu Fehlbelichtungen führen, weil die Umgebung sehr viel strahlendurchlässiger ist als der Knochen selbst. Bei einer Mittelung der Dosis zwischen Knochen und Umgebung würde der Knochen deshalb unterbelichtet. Bei der Niere, deren mittlere Transparenz sich kaum von der ihrer Umgebung unterscheidet, ist es gleichgültig, ob als Dominante die Niere selbst oder auch ihre Umgebung mitbetrachtet wird. Sollen die äußeren Organkonturen beurteilt werden, wie z. B. bei Aufnahmen der Gallenblase oder des kontrastgefüllten Magens und Darmes, dann gehört die Umgebung mit zur Dominante.

Allein die angeführten Organbeispiele zeigen bereits, wie unterschiedlich Lage, Form und Größe der verschiedenen Dominanten im Bereich des Abdomens sein können. Das Kolon rahmt z. B. das Abdomen als breites Band auf drei Seiten ein. Dieselbe Form hat hier also auch die Dominante. Der Magen dagegen zieht sich anghaken- oder stierhornförmig von links oben nach rechts unten über das Bild. Dieser Figur entspricht seine Dominante.

Vom photographischen Standpunkt aus gesehen, wurde die Dominante von STIEVE und ZIELER definiert:

STIEVE versteht unter der Dominante die diagnostisch wichtigste Zone eines Röntgenbildes, deren mittlere Schwärzung den Mittelwert der noch Detailerkennbarkeit zulassenden kleinsten und größten Schwärzung betragen soll.

Nach ZIELER ist die Dominante die bildwichtigste Zone eines Röntgenbildes, deren mittlere Schwärzung so sein soll, daß möglichst viele bildwichtige Details im auswertbaren Teil der Schwärzungskurve liegen.

Um diese beiden Definitionen vergleichen zu können, muß kurz auf die Schwärzungskurve eines Röntgenfilmes eingegangen werden. Sie ist in Abb. 2 dargestellt. Man erhält sie, wenn man die Schwärzung in einem Koordinatensystem als Funktion des Logarithmus der Belichtung oder noch besser der Dosis einträgt. Sie beginnt über dem Grundsleier des Filmes bei Lichtbelichtung mit einem Schwellenwert, d. h., mit der geringsten Dosis, die einen meßbaren Anstieg der Schwärzung über den Grundsleier erzeugen kann, sehr flach, um dann in den sog. geradlinigen Teil umzubiegen, der je nach Filmsorte bis in das Gebiet von Schwärzung etwa 2,8 bis 3,5 reicht. In diesem Bereich wird mit einer bestimmten prozentualen Dosisänderung der relativ höchste Schwärzungsunterschied erreicht. An den geradlinigen Teil schließt die obere Krümmung an, ein Bereich, in dem mit einer weiteren Erhöhung der Dosis nur noch ein geringer und schließlich gar kein weiterer Anstieg der Schwärzung mehr erfolgt. Da auch der Grundsleier von Film zu Film bez. durch die Verarbeitung stark wechselt, wird im allgemeinen der gemessene Schleierwert vom gemessenen Schwärzungswert abgezogen, d. h., die ganze Kurve um den

Schleierwert tiefer gesetzt. Man spricht dann von Schwärzung über Schleier. Auswertbar ist eine Schwärzungskurve im Bereich größerer Steilheit, also besonders im geradlinigen Teil. Das Auge kann jedoch nur eine Schwärzungsdifferenz  $\Delta S = 1,5 - 1,8$  übersehen. An einem üblichen Lichtschaukasten für Röntgenaufnahmen liegt dieser Bereich etwa zwischen  $S = 0,25$  und  $S = 1,6 - 1,8$ . Demnach sollte, wie STIEVE fordert, die mittlere Schwärzung einer gut belichteten Röntgenaufnahme etwa  $S = 0,9$  betragen. ZIELER meint vermutlich praktisch das gleiche. Jedoch könnte nach seiner Definition die mittlere Schwärzung theoretisch wesentlich höher liegen (bis etwa 1,7). Ein derartig geschwärztes Röntgenbild würde aber allgemein als überbelichtet empfunden werden.

4. Auf jeden Fall kann eine Meßkammer niemals ein Meßfeld haben, das auch nur in einer größeren Anzahl der Fälle gleich der vollen Größe der Dominante ist. Auch FRANKE hatte schon festgestellt, daß es in der Praxis genüge, einen gewissen Bereich der Dominante bei der Dosismessung zu erfassen. Um eine Lösung der Frage über die günstigste Lage und Größe universell verwendbarer Meßfelder hat sich neben FRANKE, LOHMANN, ZIELER, HODGES und MORGAN vor allem STIEVE bemüht. Er kam nach ausgedehnten Messungen an einer grossen Zahl von Röntgenbildern aller in Frage kommenden Organe zu dem Ergebnis, daß man in einer universell verwendbaren Meßkammer drei Meßfelder benötigt, nämlich ein zentrales, für Organe, deren bildwichtiger Teil in der Mitte liegt, und zwei seitliche für paarige Aufnahmeobjekte wie Lunge, Nieren und Hüftgelenke. Da alle Organe, insbesondere die, deren bildwichtiger Teil in der Mitte liegt, eine größere Längen- als Breitenausdehnung zeigen, haben sie die Form hochgestellter Rechtecke. Ihre Seitenlänge ist begrenzt durch die jeweilige geringste Ausdehnung einer Dominante in dieser Richtung. Das zentrale Meßfeld hat dementsprechend eine Größe von 5 cm x 10 cm, die seitlichen von 5,5 cm x 9 cm. Der Mittelpunkt der seitlichen liegt 6 - 7 cm oberhalb des Mittelpunktes vom zentralen und etwa 16 - 17 cm lateral davon. Die Seitenfelder könnten auch etwas größer sein. Da ihre Größe aber zur Messung ausreicht, ist es konstruktiv einfacher, ihre Fläche ebenso groß wie die des zentralen Feldes zu machen. Eine Dosismessung bezieht sich ja auf einen bestimmten Raum. Wenn alle drei Meßfelder die gleiche Fläche und damit das gleiche Volumen haben, kann die Empfindlichkeitseinstellung des Belichtungsautomaten für alle drei Meßfelder die gleiche sein.

Diese von STIEVE angegebene Meßfeldgröße und -lage wird heute von allen drei deutschen Firmen in nahezu unveränderter Form verwendet. Beim Amplimat sind lediglich die Seitenfelder rund.

Bereits die Konstrukteure des Amplimaten hatten Zweifel, ob eines dieser Meßfelder allein bei großen Organen immer einen repräsentativen Bereich der Dominante erfaßt. Sie sahen deshalb bei ihrem Belichtungsautomaten die Möglichkeit vor, auch zwei oder drei Meßfelder zusammenzuschalten und

gleichzeitig zu verwenden. Zu den großen Organen gehören die Lunge und das Abdomen. Für die Lunge erscheint rein aus theoretischen Überlegungen ein derartiges Zusammenschalten von Meßfeldern unnötig, ja sogar ungeeignet. Normalerweise ist die Transparenz beider Lungenhälften gleich. Es genügt also ein Meßfeld. In pathologischen Fällen, wo ein größerer Lungenbezirk verschattet ist, also eine wesentlich geringere Transparenz vorliegt, führt eine Mittelung über die beiden seitlichen Meßflächen nur zu einer Fehlbelichtung, da die normale Seite dann über- und die pathologische unterbelichtet wird. Hier muß man sich, genau wie ohne Belichtungsautomatik, entscheiden, welche Lungenpartie bildwichtig ist, d. h., beurteilt werden soll und das entsprechende Meßfeld wählen, im Falle, daß man beide Partien beurteilen will, also zwei verschiedene Aufnahmen machen.

Anders ist die Situation bei den verschiedenen Aufnahmen des Abdomens. Hier könnte tatsächlich der Fall eintreten, daß ein Meßfeld einen zu kleinen Teil der Dominante erfaßt und es deshalb günstiger wäre, zwei oder drei Meßfelder gemeinsam zu verwenden.

5. Ehe die Aufnahmetechnik von Leeraufnahmen, i. v. Pyelogrammen, Breipassagen und Kontrasteinläufen näher beschrieben wird, bedarf noch die Definition der Schwärzung sowie die Umsetzung des Dosisreliefs in ein Schwärzungsrelief einer genaueren Erklärung.

Die Schwärzung ist definiert als negativer Logarithmus der Transparenz. Dabei versteht man unter Transparenz den Bruchteil der Lichtmenge, die, von einer bestimmten Lichtquelle ausgehend, nach Durchgang durch den geschwärzten Film noch übrig ist. Die Schwärzung 1 besagt demnach, daß noch  $\frac{1}{10} = 10^{-1}$  der ursprünglichen Lichtmenge,  $S = 2,0$ , daß noch  $\frac{1}{100} = 10^{-2}$  vorhanden ist. Gemessen wird die Transparenz, und zwar an einem sog. Densitometer mit einer Photozelle. Die Ablesekala gibt im allgemeinen bereits die Schwärzungswerte an, ist also schon umgerechnet.

Wenn man nun über eine größere Fläche eine mittlere Schwärzung messen will, so könnte man nach dem vorher gesagten mit einer entsprechend großen Photozelle die Transparenz über der ganzen Fläche messen und daraus den negativen Logarithmus angeben.

Die zweite Möglichkeit ist, die den zu messenden Bereich in viele kleine Teilflächen zu zerlegen und den arithmetischen Mittelwert der Einzelschwärzung zu bilden.

Diese beiden Mittelwerte sind aber nicht in jedem Fall identisch, da im ersten Fall der arithmetische Mittelwert, im zweiten Fall durch Addieren der einzelnen Logarithmen und Dividieren durch die Anzahl der Einzelwerte der geometrische Mittelwert der Transparenz gebildet wird.

Der geometrische Mittelwert ist im Vergleich zum arithmetischen umso kleiner, je mehr sich die Einzelwerte des gefundenen Wertkollektives unterschei-

den, weil die großen Teilwerte desselben in das geometrische Mittel mit geringerem Gewicht eingehen als in das arithmetische.

Die erste Methode wird daher nur zur Bestimmung der mittleren Transparenz verwendet, während man zur Bestimmung der mittleren Schwärzung immer die zweite Methode verwenden muß.

Da ein Belichtungsautomat das arithmetische Mittel der Dosis konstant hält, könnte man bei oberflächlicher Betrachtung zu der Annahme verleitet werden, daß damit auch das arithmetische Mittel der Transparenz konstant gehalten wird. Die Frage zu beantworten, welcher Mittelwert konstant gehalten wird, ist aber müßig, weil das Auge nicht die mittlere Transparenz, sondern die mittlere Schwärzung als arithmetisches Mittel der Einzelschwärzungen beurteilt. Die wirkliche Frage lautet daher: Erzielt man mit einem konstanten arithmetischen Mittel der Dosis unabhängig vom jeweiligen Dosiskontrast stets die gleiche mittlere Schwärzung? FRANKE hat dies zwar behauptet, jedoch ist diese Behauptung bei Betrachten der Filmgradationskurve nicht ohne weiteres als richtig zu erkennen. Eine stets gleiche mittlere Schwärzung kann nur erreicht werden, wenn die Umsetzung von Dosis in Schwärzung streng proportional verläuft. Auf weite Strecken der Gradationskurve ist das aber weder bei reiner Röntgenbelichtung noch bei Lichtbelichtung mit Verstärkerfolien der Fall. Bei der reinen Röntgenbelichtung wird im Bereich geringer Belichtung, genauer gesagt vom Nullwert ab, eine dosisproportionale Schwärzung erzielt, weil die Quantenenergie eines Röntgenquanten ausreicht, ein Bromsilberkorn anzuregen und jedes Quant zunächst nur auf ein Bromsilberkorn trifft. Bei höheren Dosen - etwa ab Schwärzung 0,8 - treffen jedoch mehrere Quanten auf ein Bromsilberkorn und damit hört von diesem Bereich ab die Dosisproportionalität auf. Bei der Lichtbelichtung gibt es den sog. Schwellenwert, d. h., die Quantenenergie eines Lichtquanten reicht nicht aus, um ein Bromsilberkorn zu beeinflussen und eine entwickelbare Schwärzung wird erst ab einer bestimmten Lichtmenge erzielt. Für die Schwärzung können also Bereiche geringer Dosisbelegung völlig verlorengehen, die als Dosis meßbar sind.

Auch im Bereich des geradlinigen Teiles der Schwärzungskurve kann keine Proportionalität zwischen Dosis und Schwärzung vorliegen, da der Abszissenmaßstab für die Dosis ja logarithmisch ist, während der Ordinatenmaßstab für die Schwärzung linear ist. Bei Proportionalität der zwei Größen müßte sich aber stets eine gekrümmte Kurve ergeben. WIDENMANN und Mitarb. haben diese Fragen für die Lichtbelichtung genauer untersucht und kamen zu folgenden Ergebnissen:

- 1) Die Schwärzung einer Röntgenaufnahme bewegt sich etwa zwischen  $S = 0,2$  und  $S = 1,8$  bei einer mittleren Schwärzung von etwa 0,9.
- 2) In diesen Bereich fällt die untere Krümmung der Gradationskurve. Trägt man den Bereich von  $S = 0,2$  bis  $S = 1,8$  mit linearem Abszissenmaßstab

für die Dosis auf, so zeigt sich, daß der Verlauf dieses Teils der Schwärzungskurve weitgehend einer Geraden entspricht. Nur eine Gerade ist in dieser Darstellung Ausdruck der Proportionalität der beiden Größen Schwärzung und Dosis.

- 3) Für die übliche Röntgenaufnahme trifft die Feststellung FRANKES, daß die gleiche mittlere Dosis zur gleichen mittleren Schwärzung führe, mit für die Praxis hinreichender Genauigkeit zu.
- 4) Gewisse graduelle Unterschiede bestehen von Filmfabrikat zu Filmfabrikat.

Für die Übertragung einer gleichen mittleren Dosis in eine gleiche mittlere Schwärzung spielt bei der Lichtbelichtung weiterhin noch der Reziprozitätsfaktor, in Deutschland als Schwarzschildexponent bekannt, eine Rolle. SCHWARZSCHILD hat festgestellt, daß bei Lichtbelichtung die Schwärzung nicht immer gleich dem Produkt Intensität  $\times$  Zeit ist, sondern, daß je nach den Eigenschaften der verschiedenen Filme unterschiedliche Schwärzungen auftreten, ob mit großer Intensität und kurzer Zeit oder umgekehrt belichtet wird. Er führte deshalb in die Gleichung

$$S = I \cdot t$$

noch einen Exponenten (p) ein:

$$S = I \cdot t^p$$

Je mehr sich p nach beiden Seiten von 1 unterscheidet, einen desto größeren Einfluß hat die Belichtungszeit auf die Schwärzung. Leider ist p nicht nur von Film zu Film verschieden, sondern u. U. auch über einen großen Zeitbereich nicht konstant. Man könnte diesem Faktor theoretisch zwar am Belichtungsautomaten - etwa durch Koppelung der Empfindlichkeitseinstellung mit der Intensität (im wesentlichen die Röhrenstromstärke) - in gewissen Grenzen Rechnung tragen. Es ist aber wesentlich einfacher, sich auf Filme zu beschränken, deren Schwarzschildexponent sich nur geringfügig von 1 unterscheidet. Solche Filme herzustellen, ist daher neben der allgemeinen Konstanz der Filmempfindlichkeit über lange Zeiträume eine der wesentlichsten Forderungen, die durch die Einführung der Belichtungsautomatik an die Filmhersteller gestellt wird.

### III. AUFNAHMETECHNIK

Zur röntgenologischen Darstellung von Organen des Abdomens und der Feststellung von pathologischen Veränderungen in ihnen muß man sich je nach Fragestellung verschiedener Aufnahmetechniken bedienen. Hier sollen lediglich Aufnahmen zur Darstellung der Weichteile besprochen werden.

Selbstverständlich sind auf allen Abdomenaufnahmen die entsprechenden Skelettrabschnitte, die Lendenwirbelsäule und mehr oder weniger große Abschnitte des Beckens mit erfaßt. Bei der Belichtung brauchen sie aber hier nicht berücksichtigt zu werden.

Die einfachste Aufnahmeart besteht in der Anfertigung von Abdomenübersichtsaufnahmen, auch Abdomenleeraufnahmen genannt. Sie werden im allgemeinen im Liegen angefertigt. Der Kontrast eines solchen Röntgenbildes bez. die Differenzierung der Organe wird hier nur durch die unterschiedliche Dicke und Dichte der abdominalen Organe und eventuelle Einlagerungen bestimmt. Da diese Unterschiede für die Differenzierung im Röntgenbild gering sind, ist die diagnostische Aussagemöglichkeit begrenzt.

Auf diesen Übersichtsaufnahmen lassen sich meist die Nieren, zumindest teilweise, die Leber, manchmal die Milz sowie die Psoas-Schatten erkennen. Magen und Darm sind häufig durch Luftgehalt, wenn auch meist als unerwünschte Überlagerungen, partiell zu sehen. Manchmal allerdings können Verlagerungen luftgefüllter Darmabschnitte Hinweise für Vergrößerungen von Leber und Milz oder für tumoröse Weichteilgebilde geben. Gut zu erkennen sind meist kalkhaltige Einlagerungen wie verkalkte Mesenterialdrüsen, Konkremente der Gallenblase, der Nieren und Harnwege usw., jedoch ist ihre Zuordnung häufig nicht möglich.

Leeraufnahmen im Stehen werden auch zur Diagnostik eines Ileus angefertigt. Das röntgenologische Kriterium für einen Ileus sind die horizontalen Flüssigkeitsspiegel oralwärts der Verschlusstelle. Der Spiegel stellt sich durch die darüber sich entwickelnde Gasschicht gut dar.

Durch enterale oder intravenöse Kontrastmittelapplikation ist es möglich, geringe Kontraste zu verstärken oder überhaupt Kontraste zu erzielen und damit z. B. Veränderungen im Magen-Darm-Kanal oder Urogenitalsystem festzustellen, bez. Einlagerungen, vor allem Konkremente, den einzelnen Organen verdachtsweise zuzuordnen. Diese Kontrastmittel können positiv oder negativ sein, also zu einer stärkeren oder geringeren Schwärzung führen.

Bei Darstellungen der Gallenblase, des Nierenhohlsystems, der Harnwege, des Genitalsystems und des Magen-Darm-Kanals werden negative Kontrastmittel wie Jodsalze und Bariumsulfat verabfolgt, bei Pneumo- und Retropneumoperitoneum Luft, welche die Umgebung der darzustellenden Organe als positives Kontrastmittel verstärkt schwärzt.

Bei Colonaufnahmen wird im Anschluß an eine Füllung mit Bariumsulfat

Dickdarm mit Luft gebläht, so daß bei dieser "Doppelkontrastmethode" sowohl positives wie negatives Kontrastmittel an der Filmschwärzung beteiligt ist.

Magen- und Darmaufnahmen, vor allem Teilaufnahmen, werden im allgemeinen an einem Durchleuchtungsstativ als durchleuchtungsgezielte Aufnahmen in einem Fokus-Film-Abstand von etwa 50 - 80 cm hergestellt. Übersichtsaufnahmen von Magen und Dünndarm sowie des gesamten Colons werden ebenso wie Abdomenleeraufnahmen, Nieren- und Gallenblasenübersichtsaufnahmen als Fernabstandsaufnahmen (1 m oder 1,5 m) auf dem Buckytisch ausgeführt. Bei beiden Methoden wird ein Streustrahlenraster verwendet, das die aus dem Patienten austretende Streustrahlung am Film bez. vor der Meßkammer der Belichtungsautomatik verringern soll. Ein solches Streustrahlenraster ist für Abdomenaufnahmen unerläßlich, da die mit der Objektdicke und Größe des bestrahlten Feldes zunehmende Streustrahlung, die den Bildkontrast sehr stark beeinträchtigt, verhältnismäßig hoch ist.

Der Vorteil der Fernabstandsaufnahme gegenüber der gezielten Aufnahme besteht in einer schärferen oder größenrichtigeren Darstellung. Große Objekte, wie z. B. das kontrastgefüllte Colon, lassen sich damit häufig überhaupt erst vollständig auf dem größten zur Verfügung stehenden Filmformat 35 cm x 35 cm oder 30 cm x 40 cm erfassen. Außerdem besteht bei Fernabstandsaufnahmen die Möglichkeit, wesentlich wirksamere Streustrahlenraster anzuwenden. Diese bestehen aus dünnen Bleilamellen, die entsprechend der Verlaufsrichtung der einfallenden Strahlen ausgerichtet sind, um die Primärstrahlung möglichst ungehindert durchzulassen. Da die Verlaufsrichtung der Strahlen vom Fokus-Raster-Abstand abhängig ist, kann ein Raster - mit geringen Toleranzen - nur in einem feststehenden Abstand vom Fokus verwendet werden. Je höher die Lamellen sind, desto wirksamer ist ein Raster, aber desto geringer sind auch die Abstandstoleranzen. Bei Zielaufnahmen wird kein fester Abstand eingehalten, dieser richtet sich vorwiegend nach dem Objektdurchmesser, da die Röhre im festen Abstand vor der Stativrückwand als Untertischröhre angebracht ist und der Abstand des Durchleuchtungsschirms mit Raster und Filmkassette je nach den Erfordernissen verändert wird. Hier kann also nur ein Raster mit verhältnismäßig niedrigen Lamellen verwendet werden. Bei der Fernabstandsaufnahme wird mit einer Obertischröhre in festem Abstand von dem dicht unter der Tischplatte befindlichen Raster und Film gearbeitet. In diesem Fall können die Rasterlamellen wesentlich höher sein. Diese Aufnahmeart ist deshalb vor allem für großformatige Aufnahmen, bei denen, wie schon gesagt, der Streustrahlenanteil besonders groß ist, am besten geeignet.

Bezüglich der Lage des Meßfeldes der Belichtungsautomatik zur Dominante des Aufnahmeobjektes bieten Zielaufnahmen, besonders kleinformatige, keine Schwierigkeiten, weil hier auf Grund der Durchleuchtung der bildwichtige Teil ohnehin in die Mitte des Bildformates gebracht wird bez. der interessierende Bildteil mit dem Meßfeld übereinstimmt.

Die vorliegenden Untersuchungen beschränken sich auf Fernaufnahmen des Colon mit geringem Kontrastmittelbelag zur Darstellung der Schleimhaut und mit Luftfüllung, auf Übersichtsaufnahmen des Magens mit Dünndarm sowie auf Nierenübersichtsaufnahmen mit und ohne Kontrastfüllung.

Nach den dishér angestellten theoretischen Überlegungen läßt sich im Hinblick auf die Fragestellung zusammenfassend sagen:

Die größten Unterschiede zwischen den Bildinhalten der drei Meßfeldbereiche der Meßkammern von Belichtungsautomaten sind bei Kontrastmittelaufnahmen des Colon und des Magens zu erwarten, da bei ihnen das Kontrastmittel sehr dicht und die Lage der kontrastmittelgefüllten Partien zur Umgebung sehr variabel sein kann. Die geringsten Unterschiede sind bei Leeraufnahmen und bei Kontrastfüllungen der Nieren zu erwarten, weil die Jodkontrastmittel weniger dicht und die Schichtdicke der gefüllten Hohlorgane geringer ist. Liegt das Nierenhohlssystem im Bereich der seitlichen Meßfelder, so werden die Verhältnisse dort ungefähr gleich sein wie im Bereich des zentralen Meßfeldes, das praktisch immer von der Wirbelsäule bedeckt wird.

## IV. EIGENE VERSUCHE

### A. Untersuchungsmethodik

Alle verwerteten Aufnahmen stammen aus Routineuntersuchungen. Sie sind sämtlich als Fernabstandsaufnahmen im Abstand von 1,5 m entsprechend dem Fokussierungsabstand des Streustrahlenrasters aufgenommen worden.

Die Abdomenübersichtsaufnahmen und i.v. Pyelogramme wurden mit einem 6-Ventilapparat der Fa. Kohn & Sterzel und dem Belichtungsautomat Luminix der gleichen Firma, Breipassagen und Colonaufnahmen mit dem 6-Ventilapparat Tri-doros 4 der Fa. Siemens-Reiniger-Werke und deren Belichtungsautomat Iontomat aufgenommen.

Das auf der rechten Seite des Patienten gelegene seitliche Meßfeld wurde als Lebermeßfeld, das auf der linken Seite gelegene als Milzmeßfeld und das in der Mitte gelegene als zentrales Meßfeld bezeichnet. Zur Messung bei Nieren-aufnahmen ist das Lebermeßfeld, bei peroralen und rectalen Kontrastmittelfüllungen das zentrale Meßfeld herangezogen worden.

An Filmen wurde im ersten Fall der Perutz-S-Film, im zweiten Fall der Kodak-Regulix-Film verwendet, beide in Verbindung mit Siemens-Saphir Universalverstärkerfolien, deren Lichtintensität pro Dosis von der Aufnahmespannung unabhängig ist.

Zur Beseitigung der Streustrahlen fand ein hochwirksames Streustrahlenraster, ein sog. Hartstrahlraster, Verwendung, dessen Schachtverhältnis, d.h., das Verhältnis der Lamellenhöhe zum Lamellenabstand, 12,5 : 1 beträgt.

Abdomenübersichtsaufnahmen und i.v. Pyelogramme wurden bei einem Filmformat von 30 x 40 cm wie üblich in Rückenlage ohne Durchleuchtungskontrolle eingestellt, und zwar so, daß der obere Bildrand mit dem Xiphoid bez. 11. - 12. BWK., der untere Bildrand mit der Mitte der Symphyse abschloß. Die Aufnahmespannung lag wegen der geringen Absorptionsunterschiede der abdominalen Weichteile in dieser Aufnahmekategorie meist bei 60 kV. Nur für dicke Patienten waren evtl. bis 80 kV erforderlich, um zu lange Schaltzeiten zu vermeiden.

Magen- und Dünndarmaufnahmen wurden in Bauchlage aufgenommen. Die Einstellung erfolgte unter Durchleuchtungskontrolle mit der Untertischröhre, die Aufnahmen selbst wurden mit der genau über der Stelle der Untertischröhre stehenden Obertischröhre angefertigt, nachdem Schirm und Untertischröhre ausgefahren waren. Die Zentrierung erfolgte auf die Mitte der kontrastmittelgefüllten Organabschnitte. Das Filmformat betrug 35 x 35 cm. Infolge der großen Absorptionsunterschiede konnte mit Aufnahmespannungen zwischen 100 kV und 130 kV gearbeitet werden. Dadurch waren die Aufnahmezeiten wesentlich kürzer als bei den Nierenaufnahmen, 15 ms - 100 ms gegenüber 39 ms - 286 ms.

Die Aufnahmetechnik für Kontrastfüllungen des Colon ist dieselbe wie für

Aufnahmen des Magens, die Einstellung erfolgte so, daß möglichst das ganze Colon zur Abbildung kam, jedoch wechselweise in Bauch- und Rückenlage.

Die Entwicklung der Aufnahmen erfolgte unter standardisierten Bedingungen streng nach Zeit.

Neben diesen Aufnahmen wurde das Röntgenbild einer Aluminiumtreppe mit drei mm hohen Stufen angefertigt.

Da die prozentuale Strahlenschwächung durch 3 mm Aluminium dosimetrisch ermittelt worden war, ließ sich daraus eine Gradationskurve (Abb. 2) anfertigen, bei der die Schwärzung über relativen Dosiseinheiten aufgetragen war.

Die Auswahl der Aufnahmen erfolgte so, daß diejenigen Bilder herangezogen wurden, die subjektiv die gleiche mittlere Schwärzung zeigten, deren Bildinhalt aber möglichst unterschiedlich war. Von diesen Aufnahmen ist die mittlere Schwärzung im Bereich der drei Meßfelder bestimmt worden. Dazu wurden mit einem Densitometer (van Briessen, München), das eine runde Meßfläche von 3 mm Durchmesser besitzt, in den 50 qcm großen Meßfeldern der Belichtungsautomaten je 100 Einzelwerte ausgemessen. Die Lage der Meßfelder war auf den Röntgenbildern durch Metallhäkchen erkenntlich, die als äußere Begrenzung der Meßorgane im Strahlengang lagen und entsprechend abgebildet wurden.

Wenn mit diesen 100 Einzelwerten auch nur  $\frac{2}{3}$  der Gesamtfläche erfaßt wird, so haben Kontrollmessungen mit der drei- bis vierfachen Zahl von Einzelwerten gezeigt, daß die mittlere Schwärzung aus 100 Meßpunkten sich nie um mehr als  $\pm 2\%$  von den Ergebnissen aus den vielfachen Einzelmessungen unterschied.

Zunächst erfolgte eine Analyse des Meßfeldinhaltes der einzelnen Meßfelder nach Knochen, Weichteilen, Kontrastmittel und Luft und damit eine Zuordnung der Meßfelder zu den einzelnen Organen, die aufgenommen werden sollten.

Um von der Schwärzung, d. h., den Eigenschaften der jeweiligen Filmsorte und der Entwicklung unabhängig zu werden, wurde an Hand der Gradationskurve die den Einzelschwärzungen zugehörige Dosis und damit die mittlere Dosis der Meßfelder bestimmt.

Als Abschluß des experimentellen Teils wurde - getrennt nach Aufnahmegruppen - die Verteilung der Einzeldosen in den Meßfeldern bei je einer charakteristischen Aufnahme vorgenommen.

Grundlage dieser Arbeit waren

- a) 26 Übersichtsaufnahmen von Breipassagen
- b) 15 Abdomenleeraufnahmen
- c) 17 i. v. Pyelogramme
- d) 19 Kontrasteinläufe mit Schleimhautreliefdarstellung (I)
- e) 31 Kontrasteinläufe mit Luftfüllung (II), teils in Bauch-, teils in Rückenlage.

Zu diesen Aufnahmen haltungsnormaler Patienten kamen je eine Abdomenleeraufnahme, ein i. v. Pyelogramm, eine Breipassage und ein Kontrasteinlauf von Patienten mit kyphoskoliotischen Veränderungen.

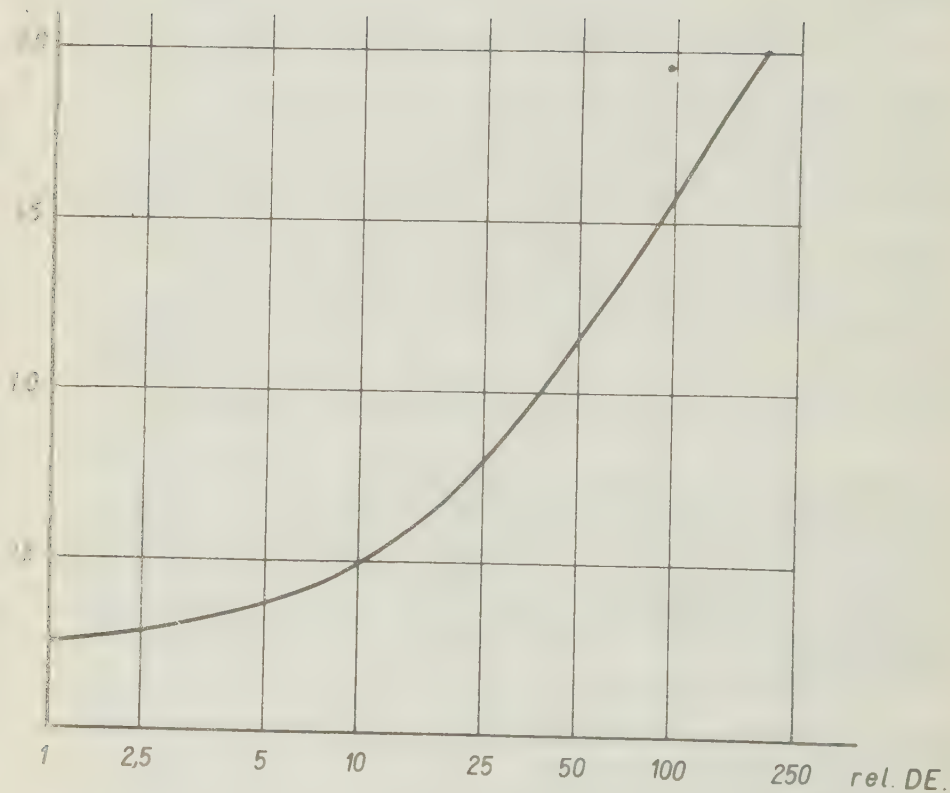


ABBILDUNG 2: Gradationskurve eines bei den Untersuchungen verwendeten Röntgenfilms.

### 1. Vergleich des Meßfeldinhaltes und der bildwichtigen Zone der Aufnahmen

Sämtliche Aufnahmen waren gut zu beurteilen.

Betrachtet man den Meßfeldinhalt der Aufnahmen von haltungsanormalen Patienten, so sieht man, daß infolge von kyphoskoliotischen Veränderungen Teile der Wirbelsäule in die seitlichen Meßfelder zu liegen kamen; die zur Beurteilung wichtigen Organe wurden jedoch von keinem der drei Meßfelder erfaßt. Trotzdem war der Aufnahmecharakter gut, da das verwendete Meßfeld vorwiegend in den Weichteilen des Abdomens gelegen war.

Bei der Feststellung des Meßfeldinhaltes der Röntgenbilder von haltungsnormalen Patienten füllen die Wirbelkörper naturgemäß immer das zentrale Meßfeld aus. Bei korrekter Einstellung waren nie andere Organteile in diesem Meßfeld nachzuweisen.

Die einzelnen Aufnahmen unterschieden sich jedoch darin, daß durch verschiedene Lagerung der Patienten die Höheneinstellung dieses in der Mitte gelegenen Meßfeldes je nach der Fragestellung (Niere, Blase etc.) variierte. Es lag die obere Meßfeldgrenze zwischen Th<sub>12</sub> und L<sub>4</sub>, die untere Meßfeldgrenze zwischen L<sub>2</sub> und os sacrum.

Bilder der gleichen Aufnahmeart sowie derselben Höheneinstellung wurden zusammengefaßt und der Inhalt der seitlichen Meßfelder in Vergleich zu der letzteren gebracht (Abb. 3-6).

Es ergab sich folgendes Bild:

Bildwichtiger Organteil für die Breipassagen ist der kontrastmittelgefüllte obere Magen-Darmkanal, insbesondere Magen, Duodenum und Jejunum. Durch seine topographische Ausdehnung ist er nicht mit einem Meßfeld zu erfassen.

Die Lage des zentralen Meßfeldes braucht sich rein einstellungstechnisch nicht mit der Wirbelsäule zu decken, doch war dies bei den verwerteten Aufnahmen durchweg der Fall. Andererseits erreicht der obere Rand des zentralen Meßfeldes in 7,7 % den 12. BWK., so daß in diesen Fällen neben den aus Abb. 3 ersichtlichen Schwärzungsfaktoren noch Teile der Lunge in die seitlichen Meßflächen zu liegen kamen. Der Meßfeldbereich enthält in 66,7 % der Fälle geringe Mengen an Bariumsulfat, die vorwiegend die obere Hälfte des Meßfeldes einnahmen.

Im Milzmeßfeld ließ sich in 100 %, im Lebermeßfeld in 69,3 % negative und für die Bildbeurteilung wichtiges Kontrastmittel erkennen. Im ersten Fall war bei 50 %, im zweiten Fall bei 69,3 % kein Gas nachzuweisen. Es zeigt sich hier also eine stärkere Gasansammlung im Milz- als im Lebermeßfeld.

Ab einer Einstellung vom 3. - 5. LWK. sind beide seitlichen Meßflächen in je 7,7 % frei von knöchernen Rippenanteilen.

Bei Abdomenleeraufnahmen (Abb. 4) kam im Lebermeßfeld der Nierenschatten in 53,4 %, im Milzmeßfeld nur in 13,3 % als bildwichtiger Teil zur Darstellung.

lung. In diesen Fällen deckt sich also die Dominante mit dem jeweiligen Meßfeld. In den rechtlichen Fällen sind die Nierenschatten wegen Darmgasüberlagerung nicht zu erkennen, doch deckt sich auch hier wahrscheinlich die Dominante mit dem Meßfeld. Eine definitive Festlegung ist jedoch nicht möglich. In 26,7 % fehlt - bei dargestellter Niere - im Lebermeßfeld jegliche Gasüberlagerung. Sie ist im Milzmeßfeld in jedem Falle vorhanden, wodurch dieses Meßfeld allein für die Messung weniger geeignet erscheint. Die relativ größte Zahl der Aufnahmen zeigt in beiden seitlichen Meßfeldern Weichteile (Leber bzw. Milz), Rippen und Gas.

Bei den i. v. Pyelogrammen (Abb. 5) ist der Nierenschatten immer zu sehen und zwar in beiden seitlichen Meßfeldern, d. h., die Dominante ist für alle Aufnahmen mit diesen Meßflächen identisch. Das kontrastmittelgefüllte Nierenhohl-system ist im Lebermeßfeld bei allen Aufnahmen sichtbar, im Milzmeßfeld läßt es sich in 17,6 % nicht nachweisen. Gasüberlagerung, die vor allem im Milzmeßfeld stark variieren kann, findet man in 23,5 % bzw. in 70,6 %, d. h. auch in dieser Aufnahmegruppe wird bei Mittelung über das Lebermeßfeld eine einheitlichere Bildqualität erreicht werden als bei einer Mittelung über das Milzmeßfeld. Das zentrale Meßfeld enthält ausschließlich Wirbelkörper. Die beiden seitlichen Meßfelder sind frei von knöchernen Rippenanteilen, falls der obere Meßfeldrand den 4. LWK. nicht überschreitet.

Die Dominante ist bei der rectalen Füllung des Dickdarmes durch die Topographie des Colon U-förmig. Man erfaßt also auch hier wie bei den Breipassagen mit einem einzigen Meßfeld nur einen kleinen Teil des Dickdarmes.

Ein ähnliches Ergebnis wie die Breipassagen liefern die Kontrasteinläufe mit Schleimhautreliefdarstellung (Abb. 6 A). Das Milzmeßfeld enthält immer, das Lebermeßfeld in 78,9 %, das zentrale Meßfeld - neben Wirbelkörpern - in 63,1 % den für die Bildbeurteilung wichtigen Bariumsulfatbrei. In der überwiegenden Anzahl der Fälle läßt sich somit in allen drei Meßfeldern negatives Kontrastmittel nachweisen, doch bestehen - vor allem im Milzmeßfeld - erhebliche quantitative Unterschiede gegenüber den Breipassagen. Das Lebermeßfeld ist in 63,1 %, das Milzmeßfeld in 42,1 % gasfrei anzutreffen. Im zentralen Meßfeld ist in keinem Falle Gas zu finden. 10,5 % zeigen im Lebermeßfeld, 15,8 % im Milzmeßfeld keine knöchernen Anteile, wobei das zentrale Meßfeld bis in das os sacrum reicht.

Der Inhalt der Meßfelder bei Kontrasteinläufen mit Luftfüllung (Abb. 6 B) ist hauptsächlich durch das positive Kontrastmittel bedingt, welches in diesem Falle der "dominierende" Schwärzungs- und bildwichtige Faktor ist. Lufthaltige Colonteile sind im Lebermeßfeld bei allen Aufnahmen, im Milzmeßfeld dagegen in 6,5 % nicht zu sehen. Der letztere Befund findet seine Erklärung darin, daß das lufthaltige Colon um das Meßfeld herumläuft. Das zentrale Meßfeld ist in 38,8 % gasfrei. Bei den übrigen Aufnahmen liegt die Luft in der oberen Hälfte dieses Meßfeldes, der Inhalt besteht im übrigen aus Wirbelkörpern.

|                 | Weichteile<br>Rippen | Weichteile<br>Kontrast | Gas<br>Kontrast | Weichteile<br>Gas<br>Kontrast | Weichteile<br>Rippen<br>Kontrast | Weichteile<br>Rippen<br>Gas<br>Kontrast |
|-----------------|----------------------|------------------------|-----------------|-------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------------|
| 12. Th - 2. LWK | 3, 85                |                        |                 |                               |                                  | 3, 85                                   |
| 1. - 3. LWK     | 19, 25               |                        |                 |                               | 7, 70                            | 7, 70                                   |
| 2. - 4. LWK     | 7, 70                |                        |                 |                               | 19, 25                           | 15, 40                                  |
| 3. - 5. LWK     |                      | 3, 85                  |                 | 3, 85                         | 7, 70                            |                                         |
| 12. Th - 2. LWK |                      |                        |                 |                               | 3, 85                            | 3, 85                                   |
| 1. - 3. LWK     |                      |                        |                 |                               | 15, 40                           | 19, 25                                  |
| 2. - 4. LWK     |                      |                        | 7, 70           |                               | 19, 25                           | 15, 40                                  |
| 3. - 5. LWK     |                      | 3, 85                  |                 | 3, 85                         | 7, 70                            |                                         |

a)

b)

ABBILDUNG 3: Prozentuale Häufigkeit des Vorkommens einzelner Bildelemente in den seitlichen Meßfeldern bei Breipassagen (Einzelheiten siehe Text).

a = Lebermeßfeld

b = Milzmeßfeld

|                    | Rippen<br>Gas | Weichteile<br>Gas | Rippen<br>Weichteile<br>Gas | Niere<br>Weichteile<br>Gas | Niere<br>Rippen<br>Weichteile | Niere<br>Rippen<br>Gas | Niere<br>Rippen<br>Weichteile<br>Gas |
|--------------------|---------------|-------------------|-----------------------------|----------------------------|-------------------------------|------------------------|--------------------------------------|
| a)                 |               |                   |                             |                            |                               |                        |                                      |
| 2. - 4. LWK        |               |                   | 6, 67                       |                            |                               |                        | 6, 67                                |
| 3. - 5. LWK        | 6, 67         |                   | 26, 68                      | 6, 67                      | 20, 01                        |                        | 13, 34                               |
| 4. LWK - os sacrum | 6, 67         |                   |                             |                            | 6, 67                         |                        |                                      |
| 2. - 4. LWK        | 6, 67         | 6, 67             |                             |                            |                               |                        |                                      |
| 3. - 5. LWK        | 20, 01        |                   | 40, 02                      |                            |                               | 13, 34                 |                                      |
| 4. LWK - os sacrum | 6, 67         | 6, 67             |                             |                            |                               |                        |                                      |
| b)                 |               |                   |                             |                            |                               |                        |                                      |

ABBILDUNG 4: Prozentuale Häufigkeit des Vorkommens einzelner Bildelemente in den seitlichen Meßfeldern bei Abdomenübersichtsaufnahmen (Einzelheiten siehe Text).

a = Lebermeßfeld

b = Milzmeßfeld

|                    | Niere<br>Rippen | Niere<br>Gas | Niere<br>NHS<br>Gas | Niere<br>NHS<br>Rippen | Niere<br>NHS<br>Weichteile | Niere<br>NHS<br>Rippen<br>Gas | Niere<br>NHS<br>Rippen<br>Weichteile | Niere<br>NHS |
|--------------------|-----------------|--------------|---------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------|--------------------------------------|--------------|
| a)                 |                 |              |                     |                        |                            |                               |                                      |              |
| 2. - 4. LWK        |                 |              |                     | 11, 76                 |                            |                               | 17, 64                               |              |
| 3. - 5. LWK        |                 |              | 11, 76              | 11, 76                 | 17, 64                     |                               |                                      | 17, 64       |
| 4. LWK - os sacrum |                 |              | 11, 76              |                        |                            |                               |                                      |              |
| 2. - 4. LWK        |                 |              | 5, 88               | 11, 76                 |                            | 11, 76                        |                                      |              |
| 3. - 5. LWK        | 5, 88           | 5, 88        | 29, 40              |                        |                            | 5, 88                         |                                      | 11, 76       |
| 4. LWK - os sacrum |                 | 5, 88        | 5, 88               |                        |                            |                               |                                      |              |
| b)                 |                 |              |                     |                        |                            |                               |                                      |              |

ABBILDUNG 5: Prozentuale Häufigkeit des Vorkommens einzelner Bildelemente in den seitlichen Meßfeldern bei intravenösen Pyelogrammen (Einzelheiten siehe Text).

a = Lebermeßfeld

b = Milzmeßfeld

|                    | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile | Weichteile<br>Luft | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Luft | Weichteile<br>Luft<br>Kontrast | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Kontrast | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Luft<br>Kontrast |
|--------------------|------------------------------------|--------------------|--------------------------------------------|--------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| a)                 |                                    |                    |                                            |                                |                                                |                                                        |
| 1. - 3. LWK        |                                    |                    |                                            |                                |                                                |                                                        |
| 2. - 4. LWK        | 10, 52                             |                    | 5, 26                                      |                                | 10, 52                                         |                                                        |
| 3. - 5. LWK        | 5, 26                              |                    |                                            |                                | 26, 30                                         | 15, 78                                                 |
| 4. LWK - os sacrum |                                    |                    |                                            |                                |                                                |                                                        |
| 1. - 3. LWK        |                                    |                    |                                            | 10, 52                         | 10, 52                                         | 5, 26                                                  |
| 2. - 4. LWK        |                                    |                    |                                            |                                | 15, 78                                         | 10, 52                                                 |
| 3. - 5. LWK        |                                    |                    |                                            | 10, 52                         | 26, 30                                         | 10, 52                                                 |
| 4. LWK - os sacrum |                                    |                    |                                            | 15, 78                         |                                                | 10, 52                                                 |
| b)                 |                                    |                    |                                            |                                |                                                |                                                        |

ABBILDUNG 6 A: Prozentuale Häufigkeit des Vorkommens einzelner Bildelemente in den seitlichen Meßfeldern bei Kontrasteinläufen mit Schleimhautreliefdarstellung (Einzelheiten siehe Text).

a = Lebermeßfeld

b = Milzmeßfeld

|                    | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile | Weichteile<br>Luft | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Luft | Weichteile<br>Luft<br>Kontrast | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Kontrast | Weichteile<br>knöcherne<br>Anteile<br>Luft<br>Kontrast |
|--------------------|------------------------------------|--------------------|--------------------------------------------|--------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| 1. - 3. LWK        |                                    |                    | 3, 23                                      |                                |                                                |                                                        |
| 2. - 4. LWK        |                                    |                    | 12, 92                                     |                                |                                                | 19, 38                                                 |
| 3. - 5. LWK        |                                    |                    | 16, 15                                     | 9, 69                          |                                                | 16, 1b                                                 |
| 4. LWK - os sacrum |                                    | 6, 46              |                                            | 6, 46                          |                                                | 9, 69                                                  |
| 1. - 3. LWK        |                                    |                    | 3, 23                                      |                                |                                                |                                                        |
| 2. - 4. LWK        |                                    |                    | 6, 46                                      | 3, 23                          | 3, 23                                          | 19, 3c                                                 |
| 3. - 5. LWK        |                                    |                    | 16, 15                                     | 16, 15                         | 3, 23                                          | 6, 46                                                  |
| 4. LWK - os sacrum |                                    |                    | 3, 23                                      | 19, 38                         |                                                |                                                        |

a)

b)

ABBILDUNG 6 B: Prozentuale Häufigkeit des Vorkommens einzelner Bildelemente in den seitlichen Meßfeldern bei Kontrasteinläufen mit Luftfüllung (Einzelheiten siehe Text).

a = Lebermeßfeld

b = Milzmeßfeld

Luft und negatives Kontrastmittel bestimmen neben Weichteilen im Lebermeßfeld in 16,2 %, im Milzmeßfeld in 38,8 % das Bild. Diese Aufnahmen zeigen in den seitlichen Meßfeldern also keine knöchernen Rippenanteile, obwohl das zentrale Meßfeld zwar im oberen Teil der Lendenwirbelsäule liegt, diese jedoch infolge von Gasüberlagerung in den seitlichen Meßfeldern nicht sichtbar sind.

Hinsichtlich der Übereinstimmung von Meßfeld und Dominante läßt sich zusammenfassend sagen, daß die Dominante bei Abdomenleeraufnahmen und i. v. Pyelogrammen mit den beiden seitlichen Meßfeldern zusammenfällt, jedoch die Nieren - besonders bei Abdomenleeraufnahmen - teilweise durch Gasüberlagerung nicht sichtbar werden. Dies ist auf der Milzseite häufiger der Fall als auf der Leberseite.

Die Mehrzahl der Breipassagen und Kontrasteinläufe hat in allen drei Meßfeldern Beziehungen zur Dominanten; die Ausdehnung eines Meßfeldes entspricht niemals derjenigen des Magens oder Colons.

## 2. Der Vergleich der mittleren Dosen bei Aufnahmen derselben Aufnahmeart

Nach dem eingangs angeführten Verfahren wurde die mittlere Schwärzung der einzelnen Meßfelder von Aufnahmen einer Aufnahmeart bestimmt. Die Umrechnung der Schwärzung in relative Dosiseinheiten (rel. DE) ist an Hand der Gradationskurve vorgenommen worden.

Um einen Vergleich der Schwärzungsdifferenzen bei den einzelnen Aufnahmegruppen durchführen zu können, war es nötig, einen Bezugswert festzulegen, auf den die einzelnen Dosismittel umgerechnet werden konnten. Damit wird eine Unabhängigkeit vom jeweiligen Apparat, der Filmsorte, Emulsion, Entwicklung und sonstiger Streufaktoren erreicht. Eine Bestimmung der auftretenden Schwankungen sollte hier nicht durchgeführt werden.

Als Bezugswert wurde für jede Aufnahmeart der entsprechende Gesamtmittelwert des zentralen Meßfeldes gewählt und auf ihn sind die einzelnen mittleren Dosen der seitlichen Meßfelder umgerechnet worden.

Der Gesamtmittelwert des zentralen Meßfeldes beträgt

|                             |         |
|-----------------------------|---------|
| 1. für Breipassagen         | 23,5 DE |
| 2. für Abdomenleeraufnahmen | 29,3 DE |
| 3. für i. v. Pyelogramme    | 30,0 DE |
| 4. für Kontrasteinläufe I   | 27,7 DE |
| 5. für Kontrasteinläufe II  | 23,1 DE |

Es konnte mit der mittleren Dosis festgestellt werden, ob die Schwärzungs- bzw. Dosismittelwerte unter sich differieren und wenn dies der Fall ist, zwischen welchen Meßfeldern Unterschiede bestehen, bzw. wie sich die Gesamtschwärzung der Aufnahmen ändert, wenn man andere Meßfelder zur Aufnahmeerstellung verwenden würde oder mehrere untereinander kombiniert.

Die graphische Verteilung der errechneten Werte zeigt Abb. 7 - 11.

Breipassagen (Abb. 7) zeigen ein Maximum unter dem Bezugswert. Für das Lebermeßfeld beträgt es 18,0 DE, für das Milzmeßfeld 8,0 DE. Das Gesamtmittel des zentralen Meßfeldes liegt um 30,6 % bzw. 193,8 % höher. Die beiden seitlichen Meßfelder unterscheiden sich um 125 %. Als kleinste und größte gemessene Werte fanden sich im Lebermeßfeld 7,0 DE bzw. 95,3 DE, im Milzmeßfeld 3,3 DE bzw. 98,3 DE.

Für Abdomenleeraufnahmen liegt das Kurvenmaximum im Lebermeßfeld bei 58,5 DE, im Milzmeßfeld bei 55,5 DE. Es weicht vom Gesamtmittelwert der mittleren Dosen des zentralen Meßfeldes, der als senkrechte Linie auf Abb. 8 dargestellt ist, im ersten Fall um 99,7 % im zweiten Fall um 89,8 % ab. Die Kurvenmaxima der seitlichen Meßfelder differieren nur um 5,4 %. Der niedrigste gemessene Wert lag im Lebermeßfeld mit 42,1 DE und im Milzmeßfeld mit 32,0 DE noch immer über dem Gesamtmittel des zentralen Meßfeldes. Der größte gemessene Wert betrug 103,6 DE bzw. 85,7 DE.

Auch bei den i. v. Pyelogrammen (Abb. 9) findet sich der höchste Punkt der Verteilungskurven über dem Bezugswert. Im Lebermeßfeld liegt er bei 34,0 DE, im Milzmeßfeld bei 38,5 DE. Das Lebermeßfeld weist eine prozentuale Differenz zum Bezugswert von 13,3 %, im Milzmeßfeld von 28,3 % auf. Die beiden seitlichen Meßflächen unterscheiden sich um 13,2 %. Im Lebermeßfeld wurden maximal 101,5 DE, im Milzmeßfeld 100,0 DE gemessen. Die Minimalwerte waren 12,8 DE bzw. 17,8 DE.

Die Verteilungskurven von Kontrasteinläufen I (Abb. 10) haben ihren höchsten Punkt bei 37,5 DE im Lebermeßfeld, bei 41,0 DE im Milzmeßfeld. Diese Werte entsprechen einer prozentualen Abweichung von 35,4 % bzw. 48,0 % vom Bezugswert; das Maximum des Milzmeßfeldes differiert um nur 9,3 % von dem des Lebermeßfeldes. Die niedrigste gemessene Dosis lag im Lebermeßfeld bei 13,8 DE, im Milzmeßfeld bei 24,1 DE, die höchste bei 74,3 DE bzw. 94,4 DE.

Kontrasteinläufe II (Abb. 11) zeigen im Lebermeßfeld ein Maximum der Verteilung bei 25,0 DE, im Milzmeßfeld bei 32,0 DE. Diese Werte liegen um 8,2 % bzw. 38,5 % über dem Gesamtmittel des zentralen Meßfeldes. Das Maximum des Milzmeßfeldes unterscheidet sich von dem des Lebermeßfeldes um 28 %. Als Extremwerte wurden im Lebermeßfeld 91,0 DE und 10,2 DE, im Milzmeßfeld 78,1 DE und 12,5 DE gemessen.

Im Anschluß daran wurde für jede Aufnahmegruppe noch die statistische Streuung der einzelnen Dosismittelwerte - wieder bezogen auf den jeweiligen Gesamtmittelwert des zentralen Meßfeldes - im Bereich der seitlichen Meßfelder bestimmt.

Die Streuung  $\sigma$  ergab sich aus der Gleichung

$$\sigma = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{1}{N-1} (Sx^2 - \frac{(Sx)^2}{N})}$$

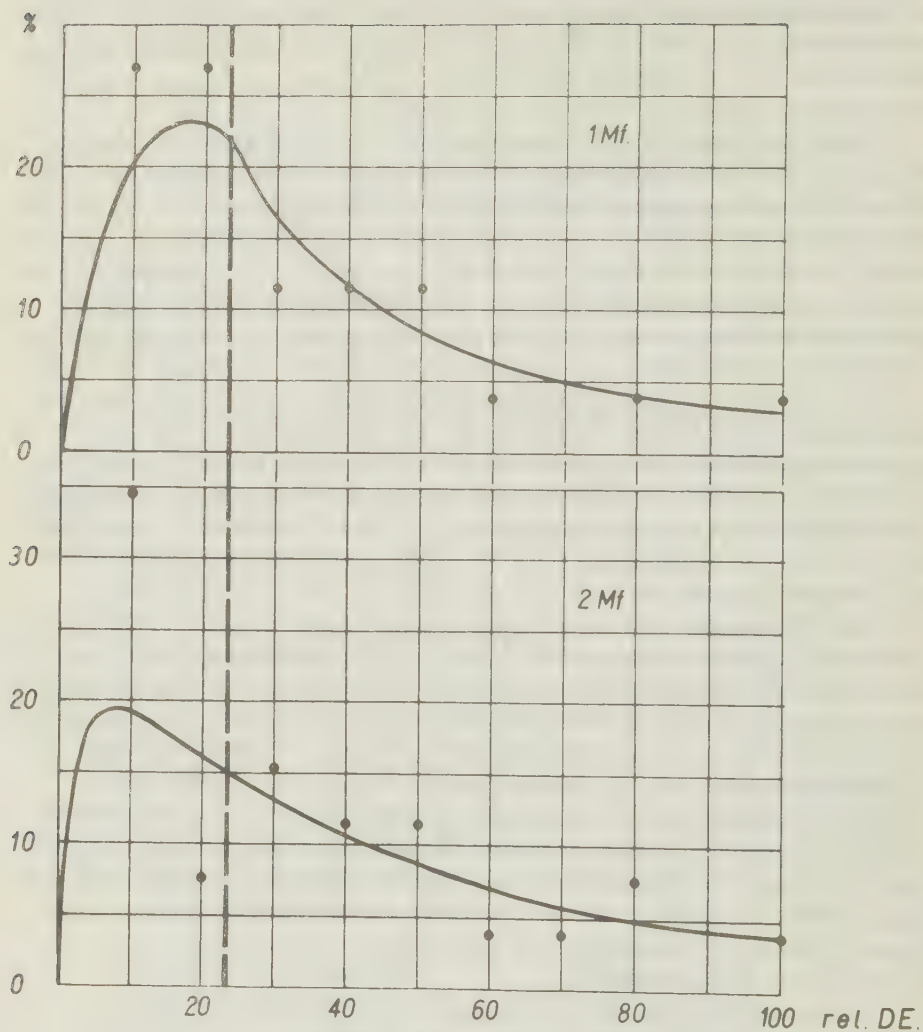


ABBILDUNG 7: Die Kurve zeigt die prozentuale Dosisverteilung der seitlichen Meßfelder in Beziehung zur konstanten Dosis des zentralen Meßfeldes bei Breipassagen.

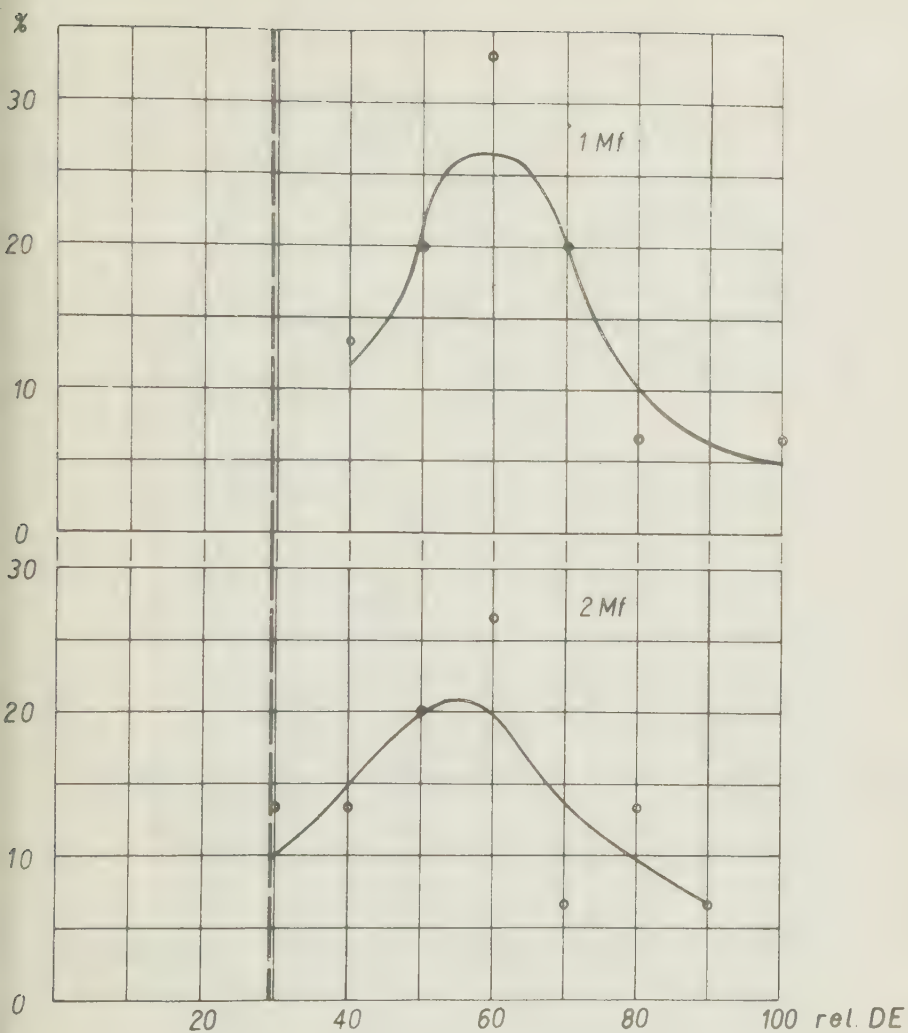
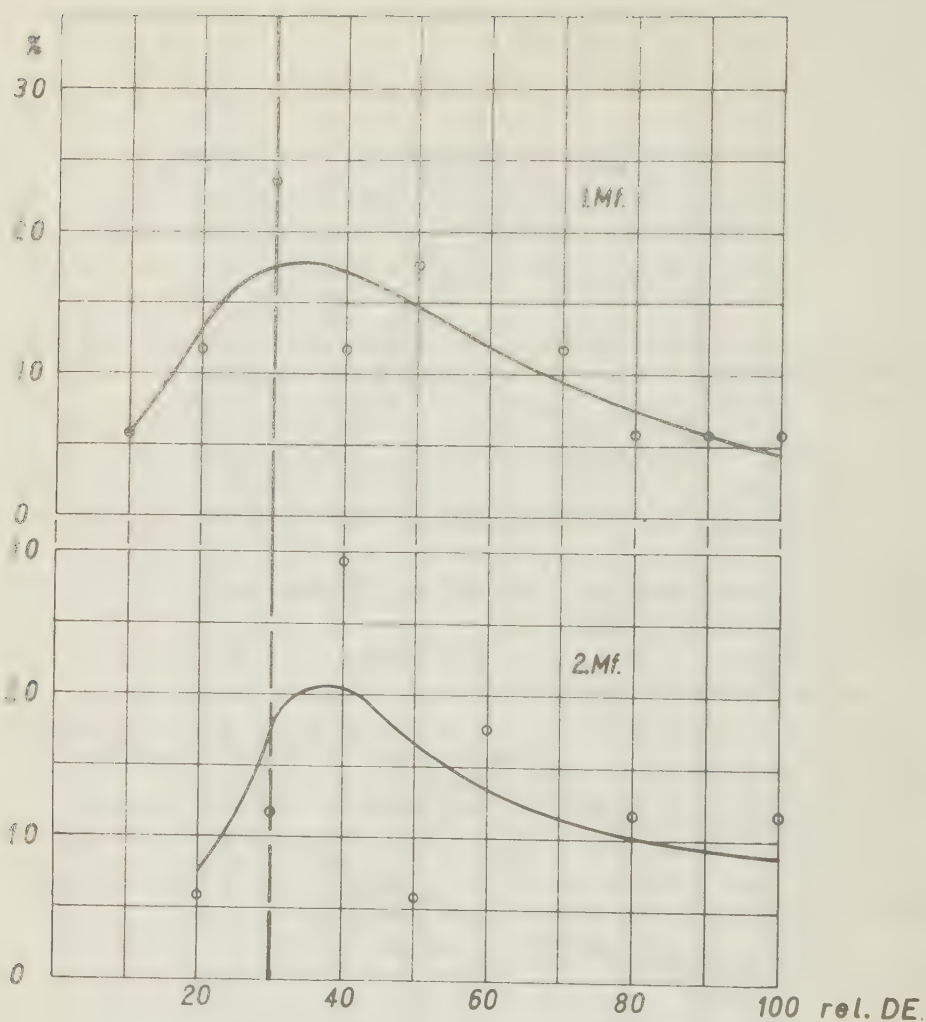


ABBILDUNG 8: Die Kurve zeigt die prozentuale Dosisverteilung der seitlichen Meßfelder in Beziehung zur konstanten Dosis des zentralen Meßfeldes bei Abdomenleeraufnahmen.



BBILDUNG 9: Die Kurve zeigt die prozentuale Dosisverteilung der seitlichen Meßfelder in Beziehung zur konstanten Dosis des zentralen Meßfeldes bei i.v. Pyelogrammen.

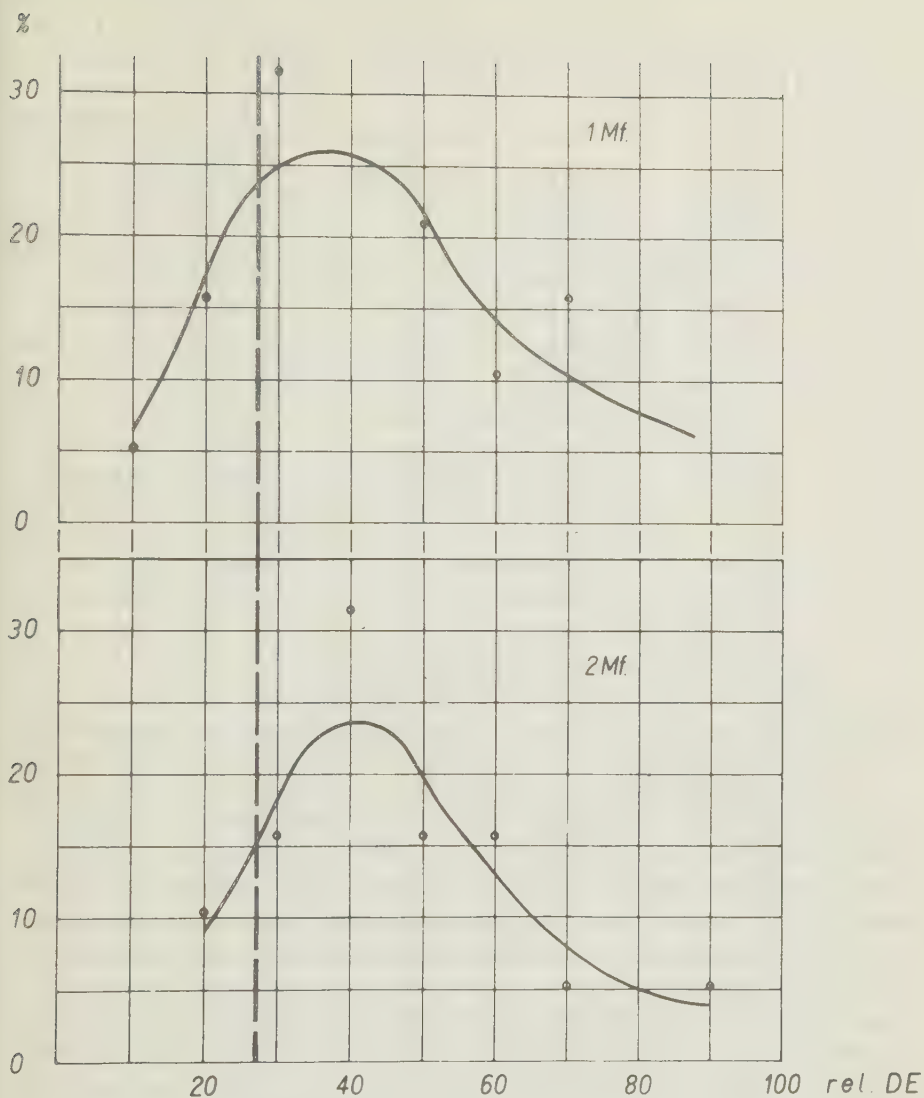


ABBILDUNG 10: Die Kurve zeigt die prozentuale Dosisverteilung der seitlichen Meßfelder in Beziehung zur konstanten Dosis des zentralen Meßfeldes bei Kontrasteinläufen mit Schleimhautreliefdarstellung.

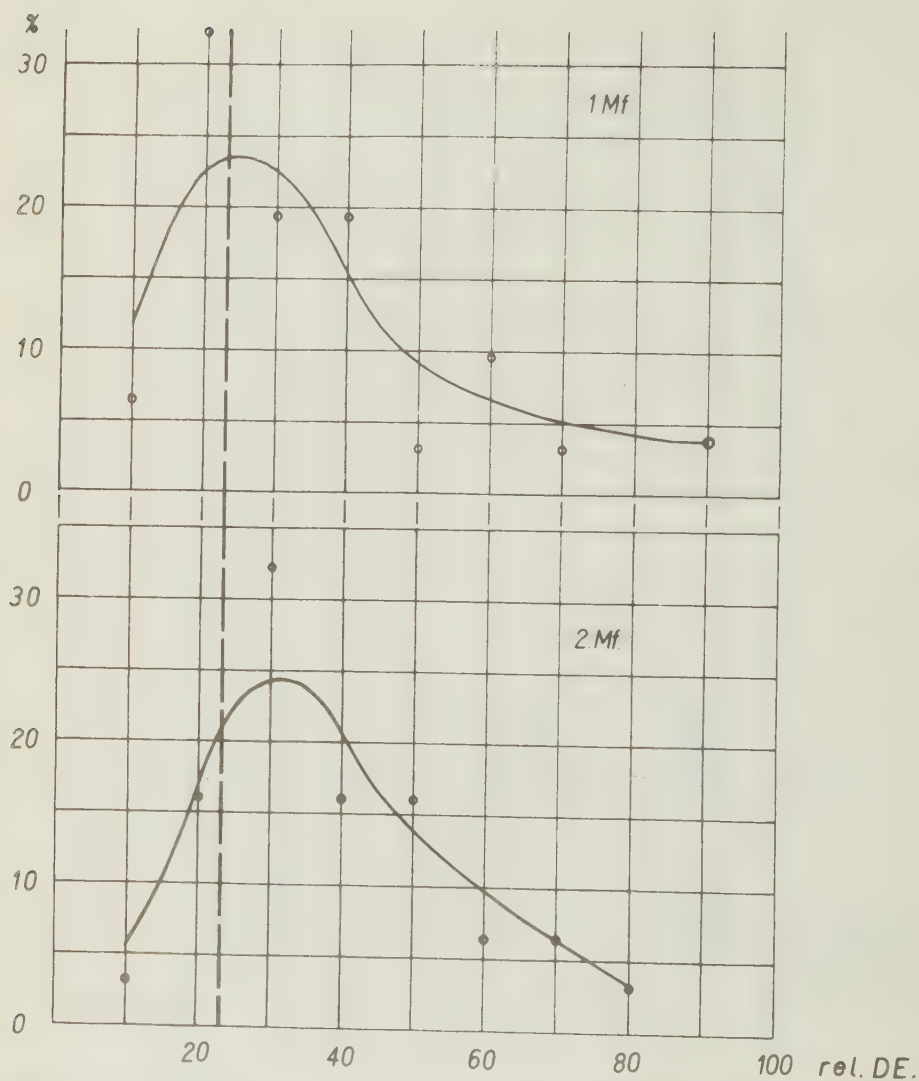


ABBILDUNG 11: Die Kurve zeigt die prozentuale Dosisverteilung der seitlichen Meßfelder in Beziehung zur konstanten Dosis des zentralen Meßfeldes bei Kontrasteinläufen mit Luftfüllung.

Im Bereich von  $\epsilon$  liegen 66 % aller Einzeldosismittelwerte. 2  $\epsilon$  erfassen 95 % aller Werte.

N bezeichnet die Anzahl der Bilder einer Aufnahmeart.

x die einzelne mittlere Dosis eines seitlichen Meßfeldes bei Aufnahmen derselben Aufnahmeart.

Es ergab sich für 1  $\epsilon$  :

1) für Breipassagen

|                 |      |   |         |
|-----------------|------|---|---------|
| im Lebermeßfeld | 18,0 | + | 22,1 DE |
|-----------------|------|---|---------|

|                |     |   |         |
|----------------|-----|---|---------|
| im Milzmeßfeld | 8,0 | + | 26,7 DE |
|----------------|-----|---|---------|

2) für Abdomenleeraufnahmen

|                 |      |   |         |
|-----------------|------|---|---------|
| im Lebermeßfeld | 58,5 | + | 15,6 DE |
|-----------------|------|---|---------|

|                |      |   |         |
|----------------|------|---|---------|
| im Milzmeßfeld | 55,5 | + | 16,6 DE |
|----------------|------|---|---------|

3) für i. v. Pyelogramme

|                 |      |   |         |
|-----------------|------|---|---------|
| im Lebermeßfeld | 34,0 | + | 25,9 DE |
|-----------------|------|---|---------|

|                |      |   |         |
|----------------|------|---|---------|
| im Milzmeßfeld | 38,5 | + | 24,8 DE |
|----------------|------|---|---------|

4) für Kontrasteinläufe I

|                 |      |   |         |
|-----------------|------|---|---------|
| im Lebermeßfeld | 37,5 | + | 17,5 DE |
|-----------------|------|---|---------|

|                |      |   |         |
|----------------|------|---|---------|
| im Milzmeßfeld | 41,0 | + | 16,8 DE |
|----------------|------|---|---------|

5) für Kontrasteinläufe II

|                 |      |   |         |
|-----------------|------|---|---------|
| im Lebermeßfeld | 25,0 | + | 20,8 DE |
|-----------------|------|---|---------|

|                |      |   |         |
|----------------|------|---|---------|
| im Milzmeßfeld | 32,0 | + | 16,7 DE |
|----------------|------|---|---------|

3. Der Vergleich der Einzeldosen bei charakteristischen Einzelfällen

Die bis jetzt besprochene mittlere Dosis gibt keinerlei Anhaltspunkte für das Strahlenrelief oder den Strahlenkontrast, d. h., die Einzeldosen, aus denen dieser Mittelwert sich errechnet. Ganz allgemein ist in der Röntgenphotographie der Strahlenkontrast, der, auf den Film übertragen, als Schwärzungskontrast in Erscheinung tritt, Ausdruck für den Objektumfang, der sich darstellen läßt, sowie für die Detailerkennbarkeit. Wenn auch die Untersuchungen von WIDENMANN und Mitarb. bewiesen haben, daß das Strahlenrelief für die Registrierung der mittleren Dosis bzw. die Erzielung einer gleichen mittleren Schwärzung von untergeordneter Bedeutung ist, so sollte bei der vorliegenden Fragestellung doch untersucht werden, ob und welche Unterschiede in den einzelnen Meßfeldern einer Aufnahme auftreten. Die auf dem Film in 100 Einzelwerten gemessene Schwärzung wurde dazu aus den o. a. Gründen in 100 Einzeldosiswerte umgerechnet. Dann ist von jeder Aufnahmegruppe eine charakteristische Röntgenaufnahme ausgewählt und von ihnen die prozentuale Verteilung der Einzelwerte und ihre Häufung in den einzelnen Meßfeldern graphisch dargestellt worden. In Abb. 12 sind für die fünf Aufnahmegruppen die Verteilungen im zentralen Meßfeld zusammengefaßt. Auf der Abszisse wurde in linearem Maßstab die relative Dosis, auf der Ordinate die prozentuale Häufigkeit der in Klassen von 5 DE zusammengefaßten Einzelwerte aufgetragen.

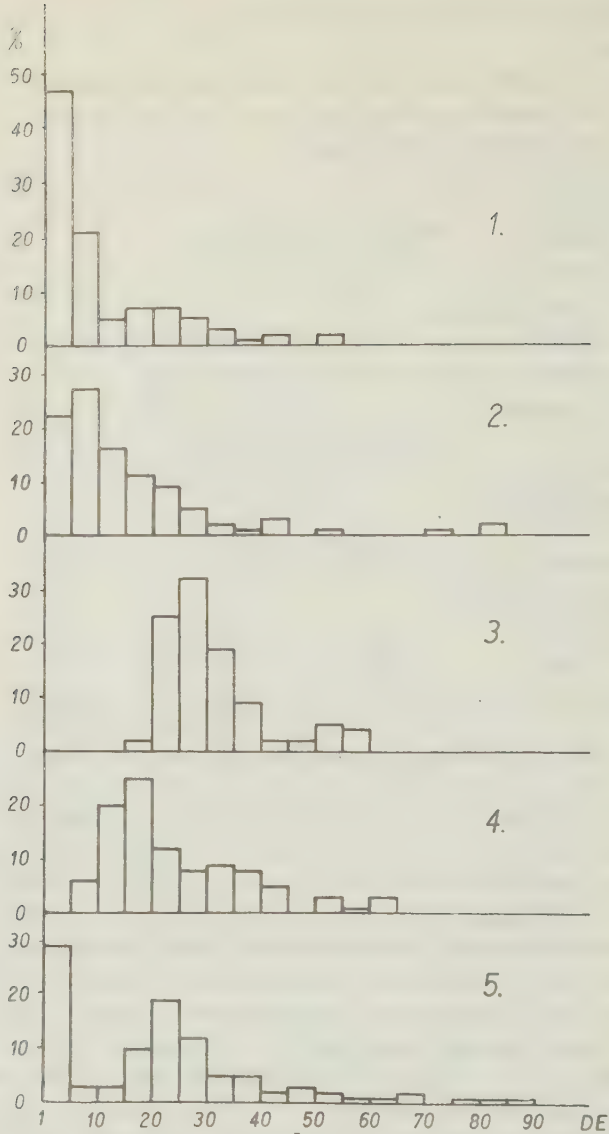


ABBILDUNG 12: Prozentuale Häufigkeit der Einzeldosen im zentralen Meßfeld bei

1. Abdomenleeraufnahmen
2. i.v. Pyelogramme
3. Kontrasteinläufe mit Schleimhautreliefdarstellung
4. Kontrasteinläufe mit Luftfüllung
5. Breipassagen

Die seitlichen Meßfelder bei den Breipassagen sind großen Dosischwankungen ausgesetzt.

Bei Fall A 2860 zeigt das Lebermeßfeld ohne die Darstellung von negativem Kontrastmittel relativ hohe Einzeldosen. 30 % der Werte liegen zwischen 20 und 25 DE. Die kleinste Schwärzung wurde mit 15 DE, die größte mit 160 DE gemessen. Der Dosisumfang ist wegen der relativen Homogenität mit 1 : 11 gering, im Vergleich mit den anderen Feldern sogar am geringsten.

Das Milzmeßfeld ist mit einem Kontrastumfang von 1 : 170 schon bei Sichtkontrolle am kontrastreichsten. 75 % aller Werte liegen dabei unter 5 DE, da der kontrastmittelgefüllte Magen in breitem Band durch das Meßfeld zieht. Die höchste gemessene Dosis betrug 165 DE.

Die Verteilung im Milzmeßfeld ist von Aufnahme zu Aufnahme sehr unterschiedlich, je nach der Menge des vom Meßfeld erfaßten negativen Kontrastmittels. Diese Aufnahmegruppe erfordert ferner noch eine exakte Einstellung, da sonst das Milzmeßfeld Teile der Lunge zur Abbildung bringen kann.

Das zentrale Meßfeld enthält zum Teil den kontrastmittelgefüllten Magen, die Wirbelsäule und Kontrast im Dünndarm. Dadurch ist der Kontrastumfang mit 1 : 90 wesentlich höher und auch größer als vergleichsweise bei Abdomenleeraufnahmen. Diese Verschiebung ist durch den applizierten negativen Kontrast bedingt. 29 % aller Werte liegen unter 5 DE. Ein weiteres Maximum von 19 % läßt sich zwischen 20 und 25 DE feststellen. Um letzteres sind die übrigen Dosen nahezu symmetrisch verteilt. Die größte Schwärzung wurde mit 90 DE hervorgerufen.

Das Leber- und Milzmeßfeld weisen im Fall 4484 der Abdomenleeraufnahmen Verteilungen zwischen 20 und 130 DE bzw. zwischen 10 und 120 DE auf. Dabei sind die Meßflächen in ihrer oberen Hälfte geringer geschwärzt als in ihrer unteren. Im Lebermeßfeld liegen 57 der 100 Einzelwerte zwischen 35 und 65 DE, im Milzmeßfeld 73 zwischen 10 und 50 DE.

Mit Extremwerten von 1 und 55 DE weist das zentrale Meßfeld den größten Kontrastumfang auf, wobei eine Häufung an sehr niederen Schwärzungen durch die Knochen gegeben ist. Es liegen 68 % zwischen 1 und 10 DE. Die übrigen Werte nehmen gleichmäßig in Richtung auf den Höchstwert ab. Die Kontrastverteilung hat jedoch nichts mit der mittleren Schwärzung zu tun. Die mittlere Schwärzung des zentralen Meßfeldes lag weit unter der des Leber- und Milzmeßfeldes, wodurch subjektiv der Eindruck einer gewissen Kontrastarmut entsteht.

Ein Vergleich zwischen den einzelnen Meßfeldern läßt erkennen, daß derart niedere Schwärzungen in den seitlichen Meßfeldern nicht vorkommen und der Kontrastumfang entsprechend in diesen Meßbezirken geringer ist als der im zentralen Meßfeld.

Im Lebermeßfeld ist eine Häufung der Einzelwerte in den unteren Bezirken zu beobachten, was auf die gleichmäßig geringe Dosisbelegung im Leberbereich zurückzuführen ist. Die höheren Werte liegen vor allem unterhalb der Leber im Abdomenbereich.

Das Milzmeßfeld zeigt die ungleichmäßigste Verteilung, ein Befund, der durch die relativ geringe Gasansammlung vor allem im oberen Teil des Meßfeldes und durch den eigentlichen Nierenschatten hervorgerufen ist.

Beim Vergleich verschiedener Abdomenleeraufnahmen schwanken die Dosen im Milzmeßfeld sowohl in Kontrastumfang als auch in der Verteilung je nach Gasinhalt stärker als im Lebermeßfeld, wobei manchmal sogar zwei Dosismaxima (Gas, Weichteile) auftreten.

Auch im Fall 4485 der i. v. Pyelogrammie hat sich im zentralen Meßfeld nichts Wesentliches geändert. Es zeigt Dosisdifferenzen zwischen 1 und 85 DE, mit einem Gipfel von 65 % im Bereich zwischen 1 und 15 DE; die Werte sind gemäß der Wirbelkörperkonsistenz über die ganze Meßfläche ohne besondere Lagerung verteilt.

Die etwas andere Kontrastverteilung in den höheren Dosiswerten ist durch zusätzlichen Darngasinhalt rechts paravertebral bedingt.

Durch das Kontrastmittel in den Nieren nimmt in den seitlichen Meßfeldern der Kontrastumfang zu. Die Werte sind ziemlich gleichmäßig zwischen 10 und 100 DE im Lebermeßfeld, zwischen 20 und 90 DE im Milzmeßfeld verteilt.

Kontrasteinläufe mit Reliefdarstellung zeigen im Lebermeßfeld, wie das Beispiel von Fall A 5717 beweist, im mittleren Bezirk niedere Schwärzungen, deren kleinste hier 20 DE beträgt. Die Aufnahme läßt Kontrastmittel in diesem Bereich erkennen. Die höchste gemessene Dosis hatte einen Wert von 125 DE, 49 % der Einzeldosen lagen zwischen 30 und 50 DE. Der Kontrastumfang unterscheidet sich nur wenig von dem der Abdomenleeraufnahme.

Das Milzmeßfeld weist ebenfalls eine Reihe von niederen Schwärzungen auf, die dem Colonrelief entsprechen und sich im oberen und lateralen Teil des markierten Meßfeldes befinden. Doch liegt ihre Größenordnung nur wenig unter derjenigen der übrigen Werte und das Band erreicht auch nicht eine derartige Ausdehnung wie bei den Breipassagen. Die niedrigste gemessene Dosis lag bei 30 DE, die höchste bei 130 DE und das Maximum mit 74 % aller Werte zwischen 35 und 55 DE. Der Kontrastumfang ist etwas geringer als der des Lebermeßfeldes und unterscheidet sich im höchsten gemessenen Wert nur unwesentlich von dem der Abdomenleeraufnahme.

Die niedrigen Schwärzungen finden sich im zentralen Meßfeld in dem Gebiet der Knochen. Sie erreichen ihren niedrigsten Wert bei 15 DE. Der untere Bereich des Meßfeldes ist mit Dosen bis zu 60 DE stärker geschwärzt. 85 % der Werte sind als ausgesprochenes Maximum im Intervall zwischen 20 und 40 DE gelegen. Der Kontrastumfang liegt ebenfalls etwas unter dem des Lebermeßfeldes und die höchste Schwärzung differiert nur wenig von derjenigen, die im Falle der Abdomenleeraufnahme gemessen worden ist.

Bei Fall A 5718 der Kontrasteinläufe mit Doppelkontrastmethode sind die hohen Schwärzungen im Lebermeßfeld entsprechend dem Verlauf des luftgefüllten

Colon in den oberen Bezirken der Meßfläche gelegen. Die kleinste und größte Dosis wurde mit 1 bzw. 140 DE gemessen. Eine ähnliche Ausdehnung zeigt nur noch das Lebermeßfeld bei den i. v. Pyelogrammen. 49 % der Werte lagen zwischen 1 und 5 DE. Durch die Doppelkontrastmethode ist hier der Kontrastumfang von allen angeführten Aufnahmen am größten. Die etwas atypische Häufung der niederen Werte ist durch die starke Kontrastansammlung im Bereich der flexura coli dextra bedingt. Trotzdem unterscheidet sich die mittlere Schwärzung kaum von der des zentralen Meßfeldes.

Im Milzmeßfeld zieht das Colon, welches in diesem Fall geringe Spuren negativen Kontrastmittels enthält, von caudal nach lateral cranial. Demgemäß sind die Meßwerte ziemlich gleichmäßig von 10 bis 95 DE verteilt. Das Milzmeßfeld des beschriebenen i. v. Pyelogramms zeigt eine ähnliche Ausdehnung der Einzelwerte.

Das zentrale Meßfeld erfaßt ebenfalls Teile des luftgefüllten Colon. Dies hat zur Folge, daß sich auch hier meßtechnisch hohe Schwärzungswerte feststellen lassen. Der Extremwert lag bei 65 DE. 57 % der Einzeldosen fielen - ähnlich wie bei dem i. v. Pyelogramm - in das Intervall von 10 bis 25 DE. Das zentrale Meßfeld bei Breipassagen weist in der Regel wegen des stärkeren Bariumgehaltes einen größeren Kontrastumfang auf.

Vergleicht man die einzelnen Meßfelder der angeführten Aufnahmen untereinander, so kann gesagt werden:

- 1) Das zentrale Meßfeld weist nicht nur die niedrigste mittlere Schwärzung auf, sondern liegt mit seinem höchsten Wert noch beträchtlich unter denjenigen der seitlichen Meßfelder. Der Grund dieser Feststellung ist darin zu sehen, daß in diesem Gebiet der Knochen sehr weitgehend am Kontrast beteiligt ist. Bei Nierenaufnahmen sind im allgemeinen sonst keine kontrastgebenden Organe vorhanden, bei Breipassagen und Kontrasteinläufen wird in einem hohen Prozentsatz der kontrastmittelgefüllte Magen-Darmkanal bzw. das Colon teilweise miterfaßt.
- 2) In den seitlichen Meßfeldern ist der Kontrast bei Abdomenleeraufnahmen und Darstellung des Schleimhautreliefs bei den Kontrasteinläufen I geringer als bei einem gut gefüllten i. v. Pyelogramm und der Darstellung des Colon mit der Doppelkontrastmethode. Im letzteren Fall ist der Kontrast am höchsten.
- 3) Bei allen Aufnahmen ist die Ausdehnung des Dosisreliefs im Lebermeßfeld größer als im Milzmeßfeld.
- 4) Von dieser Feststellung weichen lediglich die Aufnahmen des kontrastmittelgefüllten oberen Magen-Darmkanals ab. Hier sind jedoch die seitlichen Meßfelder für den Kontrastinhalt des Gesamtbildes nur wenig mitbestimmend. Sie liegen z. T. außerhalb der Dominanten. Ihre Kontrastverteilung kann erheblich schwanken. Das Verhalten des zentralen Meßfeldes wurde bereits erwähnt.

## C. Besprechung der Ergebnisse

Die Auswertung der einzelnen Meßgrößen, die Bestimmung der Lage der Dominanten, sowie deren Beziehung zum Meßfeld und die Ermittlung des Meßfeldinhaltes läßt im Hinblick auf die gestellten Fragen folgende Beantwortung zu:

Die durchleuchtungsgezielte Übersicht zur Darstellung des oberen Magen-Darmtraktes zeigt, daß das zentrale Meßfeld in der überwiegenden Anzahl der Fälle in der Dominante liegt, obwohl diese wesentlich ausgedehnter als das Meßfeld ist. Der hohe Kontrast der Aufnahmen sowie die Platzierung des Meßfeldes in einen Großteil der Dünndarmschlingen und nicht in den Hauptteil des mit negativem Kontrastmittel gefüllten Magens läßt erkennen, daß die Wahl des zentralen Meßfeldes immer richtig ist.

Die beiden seitlichen Meßfelder liegen in einigen Fällen (7,7 %) teilweise außerhalb des Abdomen und sind deshalb für eine exakte Messung nicht geeignet. In denjenigen Fällen, in denen sie innerhalb des Abdomen liegen, ist das Milzmeßfeld in 42,3 % geringer geschwärzt als das zentrale Meßfeld, und zwar im Mittel um 13,2 DE. Damit würde bei einer Belichtung auf dieses Gebiet die Gesamtschwärzung höher ausfallen. Bei den restlichen Aufnahmen ist die umgekehrte Tendenz zu bemerken. Eine Verschiebung der Dosis um + 25 DE würde im Gesamtcharakter eine Änderung der Schwärzung von 0,9 auf 1,3 bzw. auf 0,4 bedeuten. 27,0 % der Aufnahmen liegen im Milzmeßfeld über diesem Dosiswert und würden somit den Bildcharakter extrem beeinflussen.

Im Lebermeßfeld sind die Verhältnisse nicht so ausgeprägt. Allerdings liegt in fast keinem der Fälle eine größere Menge negativen Kontrastmittels in diesem Bereich. In 46,2 % lagen die Werte über denen des zentralen Meßfeldes.

Eine Kombination dieser Meßfelder verbietet sich daher von selbst.

Die mittlere Schwärzung der seitlichen Meßfelder zeigt im Vergleich zu der des zentralen Meßfeldes bei den ausgewerteten Fällen in 27,0 % höhere Werte, in 23,1 % niedrigere Werte; in 30,8 % ist das Milzmeßfeld stärker und das Lebermeßfeld geringer, in 19,2 % das Lebermeßfeld stärker und das Milzmeßfeld geringer geschwärzt.

Bei den anderen Aufnahmearten fällt zunächst das ziemlich gleichsinnige Verhalten der Beziehungen zwischen seitlichen Meßfeldern und zentralem Meßfeld auf, wobei in einem sehr hohen Prozentsatz das Leber- und Milzmeßfeld stärker geschwärzt sind als das zentrale.

Bei den Abdomenleeraufnahmen ist das Leber- und Milzmeßfeld in allen Fällen dunkler als das zentrale; eine Belichtung auf diese würde in jedem Fall den allgemeinen Bildcharakter in Richtung auf ein helleres Bild ändern. Dies hängt damit zusammen, daß das Abdomen im Bereich des zentralen Meßfeldes den größten Sagittaldurchmesser hat, wobei zusätzlich die Strahlung durch die höhere Ordnungszahl des Knochens stärker geschwächt wird. In den seitlichen Meßfeldern sind dagegen nur geringe Mengen von Rippenknochen im Meßfeldbe-

reich nachzuweisen, dafür jedoch weniger absorbierende, gasgefüllte Darmschlingen. Diese sind etwa zu gleichen Teilen in beiden Meßfeldern nachzuweisen, bzw. im rechten oder linken.

Bei Kombination der beiden seitlichen Meßfelder würde der Aufnahmecharakter um 28,5 DE heller, bei Kombination des Leber- bzw. Milzmeßfeldes mit dem zentralen um 15,7 DE bzw. 13,3 DE und bei Kombination aller drei Meßfelder um 20,1 DE.

Dabei würde sich wegen der ungleichmäßigen Verteilung des Gasinhaltes am ehesten noch eine Zusammenschaltung aller drei Meßfelder empfehlen. Der daraus resultierende Bildcharakter wäre bei Benutzung der augenblicklichen Filmgradation um  $\Delta S = 0,38$  niedriger. Jedoch wird zur Erkennung von Steinen bzw. der Abgrenzung von Weichteilen untereinander meist eine höhere Schwärzung des Gesamtbildes gewünscht. Aus diesem Grunde ist es nach der vorgenommenen Bildbeurteilung zweckmäßiger, das zentrale Meßfeld zur Registrierung zu benutzen, insbesondere, da auch die von Beckenknochen überlagerten Partien auf Weichteileinzelheiten beurteilt werden müssen.

Bemerkt sei noch, daß nur die seitlichen Meßfelder mit der Dominante übereinstimmen. Bei Aufnahmen mit geringer oder fehlender Gasüberlagerung in diesen Bezirken war der Nierenschatten immer sichtbar.

Bei den i. v. Pyelogrammen verschiebt sich der Gesamtcharakter des Bildes durch die Füllung der Nierenhohlraumssysteme mit negativem Kontrastmittel. Aus diesem Grunde nähert sich der Schwärzungscharakter der seitlichen Meßflächen mehr demjenigen des zentralen Meßfeldes. Auch hier beinhalten die seitlichen Meßfelder in allen Fällen den dominierenden Bildinhalt, sie decken sich mit diesem sogar sehr weitgehend.

Die mittlere Schwärzung des Lebermeßfeldes liegt in 70,6 % der Fälle über, in 23,5 % unter der des zentralen Meßfeldes. Im Milzmeßfeld sind etwa dieselben Verhältniszahlen festzustellen, doch können hier wesentlich höhere mittlere Schwärzungen angetroffen werden als auf der gegenüberliegenden Seite.

58,8 % weisen im Leber- und Milzmeßfeld eine stärkere Schwärzung auf als im zentralen. 11,8 % sind im Milzmeßfeld, 23,5 % im Lebermeßfeld geringer als im zentralen geschwärzt. Leber- und Milzmeßfeld zeigen in keinem der Fälle geringere mittlere Schwärzungen als das zentrale.

Das unterschiedliche Verhalten gegenüber dem zentralen Meßfeld ist wiederum durch die verschiedene Verteilung des Darminhaltes gegeben.

Da das Lebermeßfeld in wesentlich weniger Fällen Gas aufweist als das Milzmeßfeld, steht die mittlere Schwärzung des Lebermeßfeldes der des zentralen näher. Allerdings ist auch hier das zentrale Meßfeld wegen der Beurteilung der Ureteren im Verlauf der Beckenknochen für den Gesamtcharakter des Bildes besser geeignet als die Meßfelder in der eigentlichen Dominanten. Wird ein weniger gedeckter Bildcharakter gewünscht, so empfiehlt sich nach diesen Untersuchungen

|              | Zentrales Meßfeld | Leber-, Milz- und<br>zentrales Meßfeld | Leber- oder<br>Milzmeßfeld | Leber- und<br>zentrales Meßfeld |
|--------------|-------------------|----------------------------------------|----------------------------|---------------------------------|
| BP           | +                 |                                        |                            |                                 |
| Leer         | +                 | +                                      |                            |                                 |
| i. v. Pyelo. | +                 |                                        | +                          |                                 |
| KE I         | +                 |                                        |                            | +                               |
| KE II        | +                 |                                        |                            | +                               |

ABBILDUNG 13: Möglichkeiten der Verwendung von Meßfeldern bei Aufnahmen des Abdomens.

BP = Breipassagen  
 Leer = Abdomenleeraufnahmen  
 i. v. Pyelo. = i. v. Pyelogramme  
 KE I = Kontrasteinläufe mit Schleimhautreliefdarstellung  
 KE II = Kontrasteinläufe mit Luftfüllung

der Übergang vom zentralen Meßfeld in das Lebermeßfeld, nicht dagegen eine Kombination der beiden seitlichen Meßfelder, obwohl - wie bei den Abdomenleeraufnahmen - die Morgan'sche Forderung erfüllt wäre. Eine Zusammenschaltung aller drei Meßflächen ist ebenfalls abzulehnen.

Bei den Kontrasteinläufen mit Schleimhautreliefdarstellung liegt in 78,9 % der Fälle ein Teil des kontrastgefüllten Darmes im Lebermeßfeld. Das Kontrastmittel kann in größerer Menge in diesem Bereich auftreten mit dem Ergebnis, daß in 26,3 % das Lebermeßfeld heller ist als das zentrale. Demgegenüber läßt sich im Milzmeßfeld zwar auch Bariumsulfat nachweisen, doch nur in geringer Menge, so daß nur in 10,5 % dieses Meßfeld heller ist als das in der Mitte gelegene. Eine Mittelung über eine dieser Meßflächen hätte in derartigen Fällen ein im ganzen dunkleres Bild zur Folge. Die ungleiche Verteilung des negativen Kontrastmittels erklärt sich daraus, daß es, dem topographischen Verlauf des Colon folgend, in die seitlichen Partien abfließt.

Im Vergleich zum zentralen Meßfeld ist die mittlere Schwärzung des Leber- und Milzmeßfeldes in 68,4 % größer, in 5,3 % kleiner. In 5,3 % liegt die des Milzmeßfeldes über, die des Lebermeßfeldes unter der des zentralen; in 21,1 % ist ein umgekehrtes Verhalten nachzuweisen. Durch die meist nur sehr geringen Mengen des negativen Kontrastmittels ändert sich der Bildcharakter gegenüber dem der Abdomenleeraufnahmen weniger als gegenüber dem der i. v. Pyelogramme.

Durch Zusammenschaltung des Leber- bzw. Milzmeßfeldes mit dem zentralen würde sich der Bildcharakter um 6,5 DE bzw. 9,3 DE verschieben, bei Kombination der beiden seitlichen um 16,0 DE und durch Verwendung aller drei Meßflächen um 10,8 DE.

Obwohl das zentrale Meßfeld nicht in allen Fällen Kontrast enthält, kommt es dem Gesamtbildcharakter besonders wegen derjenigen Darmteile, die im Beckenbereich liegen, am nächsten. Außerdem wäre gegebenenfalls eine Kombination des zentralen Meßfeldes mit dem Lebermeßfeld geeignet.

Bei den Kontrasteinläufen mit Luftfüllung gleichen sich die mittleren Schwärzungen der Meßfelder am meisten aneinander an. In 48,4 % sind Leber- und Milzmeßfeld mit einer größeren mittleren Dosis belegt als das zentrale; in 12,9 % zeigt das zentrale Meßfeld eine mittlere Schwärzung, die unter der des Lebermeßfeldes und über der des Milzmeßfeldes, in 29,0 % unter der des Milzmeßfeldes und über der des Lebermeßfeldes liegt. In nur 3,2 % sind beide seitlichen Meßfelder heller als das zentrale. Dies dürfte dadurch bedingt sein, daß bei Aufnahmen in Rückenlage die im zentralen Meßfeld liegenden Teile des Quercolon im Gegensatz zu den seitlichen weniger mit Kontrast und mehr mit Luft gefüllt sind.

Der Kontrastbrei verteilt sich jedoch etwa gleichmäßig über alle drei Meßfelder, weshalb hier eine Kombination des zentralen Meßfeldes vor allem mit dem Lebermeßfeld vorzuschlagen wäre. Dies hätte den Vorteil einer Erfassung ausge-

dehnbarer Darmentee, die in die Dominante zu liegen kommen, durch die Meßfelder.

Faßt man diese Ergebnisse zusammen, so ergibt sich daraus, daß man bei der peroralen Kontrastmittelfüllung des Magen-Darmtraktes nur das zentrale Meßfeld benutzen kann.

Bei Abdomenleeraufnahmen und i. v. Pyelogrammen liegen die seitlichen Meßfelder zwar im Dominantenbereich, doch entspricht hier wegen der ungleichmäßigen Gasverteilung und der Beurteilung von Ureterpartien im Beckenbereich das zentrale Meßfeld mehr dem allgemeinen Bildcharakter. Wünscht man bei i. v. Pyelogrammen eine zartere Zeichnung im Nierenbereich, so empfiehlt sich für einzelne Aufnahmen je nach Lage des luftgefüllten Darmes die Verwendung eines seitlichen Meßfeldes.

Auch bei den Kontrasteinläufen kommt man in der Regel mit der Verwendung des zentralen Meßfeldes aus, doch kann auch, besonders bei dem Kontrasteinlauf mit Doppelkontrastfüllung, eine Kombination von Leber- und zentralem Meßfeld Verwendung finden.

## V. ZUSAMMENFASSUNG

Im theoretischen Teil wurden die Grundlagen der Belichtungsautomatik dargestellt. Die einzige Größe, welche mit einem solchen Apparat reguliert werden kann, ist die Belichtungszeit. Sie wird so bemessen, daß bei Beendigung der Aufnahme im Meßfeldbereich, der den für den Gesamtcharakter der Aufnahme wichtigen Bildteil, die sog. Dominante, enthalten soll, unabhängig von verschiedenen Einflußfaktoren stets dieselbe mittlere Dosis am Film erreicht ist. Da in einem Röntgenbild nur Schwärzungswerte gemessen werden können, war es nötig, an Hand der dargestellten Gradationskurve eine Umrechnung in Dosiswerte vorzunehmen, um von den Eigenschaften der jeweiligen Filmsorte und Entwicklung unabhängig zu werden.

Da die Lage der drei heute üblichen Meßfelder bei allen Aufnahmearten gleich bleibt, die Dominante der Röntgenbilder aber je nach Fragestellung variiert, war es Aufgabe des experimentellen Teils, bei Abdomenaufnahmen zu untersuchen, ob und inwieweit Meßfeldinhalt und Dominante übereinstimmen, wie sich die mittleren Dosen der Meßfelder zueinander verhalten und ob es zweckmäßiger ist, ein anderes als das bislang verwendete Meßfeld zu benutzen bzw. mehrere Meßfelder miteinander zu kombinieren.

Die Auswertung von 32 400 Einzelwerten hat ergeben, daß für jede Aufnahmegruppe das zentrale Meßfeld geeignet ist. Für Breipassagen ausschließlich dieses, bei Abdomenleeraufnahmen käme noch die Zusammenschaltung aller drei Meßfelder in Frage. I. v. Pyelogramme können auch mit einem seitlichen Meßfeld angefertigt werden, falls eine zartere Zeichnung im Nierenbereich gewünscht wird. Eine Kombination von Leber- und zentralem Meßfeld ist bei den Kontrasteinläufen zu empfehlen. Dies gilt vor allem für Kontrasteinläufe mit Luftfüllung, welche die größte Angleichung der mittleren Schwärzungen in den einzelnen Meßfeldern zeigen.

- Bischoff, K.: Der Belichtungsautomat, ein wichtiger Fortschritt der Röntgenaufnahmetechnik.  
Röntgenblätter 1, 108 (1948)
- Bischoff, K.: Der Iontomat, ein neuer Belichtungsautomat für Röntgenaufnahmen.  
Fortschr. Röntgenstr. 71, 994 (1949)
- Eberhard, W. und Jaeger, R.: Eine Folienkammer für empfindliche Röntgenstrahlmessungen.  
Strahlentherapie 95, 641 (1954)
- Ekert, F.: Zur Bedeutung des Milliamperesekundenmeters beim Arbeiten mit Belichtungsautomaten in größeren Röntgeninstituten.  
Röntgenblätter 12, 381 (1959)
- Engelhard, A. und Sielmann, H.: Wie macht man Röntgenbilder vergleichbar?  
Fortschr. Röntgenstr. 45, 23 (1932)
- Franke, H.: Ionometrische Bestimmung optimaler Belichtungszeiten.  
Fortschr. Röntgenstr. 40, 99 Kongr. H. (1929)
- Franke, H.: Der Belichtungsautomat.  
Fortschr. Röntgenstr. 42, 153 Kongr. H. (1930)
- Franke, H.: Die automatische Belichtung der Röntgenaufnahmen.  
Röntgenblätter 1, 60 (1948)
- Franke, H.: Die historische Entwicklung der automatischen Belichtung von Röntgenaufnahmen.  
Röntgenblätter 6, 183 (1953)
- Gajewski, H.: Belichtungs- und Entwicklungsautomatik im Röntgenbetrieb.  
Röntgen- u. Lab.-Praxis 10, 325 (1957)
- Gajewski, H.: Die Bedeutung von Film und Entwicklung bei der Belichtungsautomatik.  
Referat auf dem Colloquium über Belichtungsautomatik in München am 13.12.1960.

- Gebauer, A. : Vergleichende Untersuchungen über Vor- und Nachteile der Aufnahmetechnik mit Spannungen von 85 - 150 kV in der Magen-Darmdiagnostik mit Hilfe der Belichtungsautomatik.  
Fortschr. Röntgenstr. 89, 606 (1958)
- Glocker, R. : Grundfragen der Röntgenstrahlendosimetrie.  
Fortschr. Röntgenstr. 90, 101 (1959)
- Hills, T. H. : The practical value of photoelectric timing in relation to routine roentgen examination of the chest.  
Acta radiol. Suppl. 116, 598 Stockh. (1954)
- Hodges, P. C. : Photoelectric timing in general radiography.  
Acta radiol. 116, 605 Stockh. (1954)
- Hodges, P. C. : The present status of phototiming.  
Amer. J. Roentgenol. 77, 1 (1957)
- Hodges, P. C. ; Jenkins, R. T. and Willians, S. F. : An improved x-ray phototimer.  
Radiology 54, 64 (1950)
- Hodges, P. C. and Morgan, R. H. : Photoelectric timing in general roentgenography.  
Amer. J. Roentgenol. 53, 474 (1945)
- Huyler, W. C. : Suggestions for simplifying technique in diagnostic roentgenology.  
Amer. J. Roentgenol. 39, 967 (1938)
- Kaiser, E. : Photoelectric timing of roentgen exposures.  
Acta radiol. Suppl. 116, 620 Stockh. (1954)
- Lohmann, Th. : Ein neuer Belichtungsautomat für die Lungendiagnostik.  
Röntgenblätter 7, 259 (1954)
- Lohmann, Th. und Rubens, H. : Ein photoelektrischer Belichtungsautomat für universelle Anwendung.  
Röntgenblätter 11, 49 (1958)
- Mäurer, H. Ch. : Die psychologischen Voraussetzungen und organisatorischen Probleme bei Einführung einer Belichtungsautomatik im Röntgenbetrieb.  
Röntgen- u. Lab.-Praxis 11, R33 - R36 (1958)

- Maurice, L. und Furlon, R. :  
La détermination des temps de pose radiographiques au  
moyen de cellules photoélectriques.  
Acta radiol. Suppl. 116, 613 Stockh. (1954)
- Morgan, R. H. :  
An exposure meter for roentgenography.  
Amer. J. Roentgenol. 47, 777 (1942)
- Morgan, R. H. :  
Studies in roentgenographic exposure meter design.  
Amer. J. Roentgenol. 48, 88 (1942)
- Morgan, R. H. :  
A photoelectric timing mechanism for the automatic  
control of roentgenographic exposure.  
Amer. J. Roentgenol. 48, 220 (1942)
- Morgan, R. H. :  
An evaluation of automatic exposure control equipment  
in Photofluorography.  
Radiology 45, 588 (1945)
- Morgan, R. H. :  
Exposure control.  
Medical physics 1944 (reprinted 1947), 1281
- Mc Nabb, A. M., Roger, J. D. und Newton, J. L. :  
Photoelectric timing in diagnostic roentgenology.  
Amer. J. Roentgenol. 63, 255 (1950)
- Otten, H. :  
Praktische Erfahrungen mit der Belichtungsautomatik.  
Röntgenblätter 14, 187 (1961)
- Pape und Reininger:  
Photometer zur Ermittlung der richtigen Expositionszeit.  
Fortschr. Röntgenstr. 51, 625 (1935)
- Pape, R. :  
Erfahrungen mit dem Röntgenexposimeter.  
Fortschr. Röntgenstr. 53, 76 (1936)
- Rubens, H. :  
Probleme der Belichtungsautomatik im Zielbetrieb.  
Röntgenblätter 13, 104 (1960)
- Schober, H. und Klett, C. :  
Phantomuntersuchungen über den Einfluß der Bildbe-  
trachtungsmethodik auf die Erkennbarkeit von Details  
in der Röntgenaufnahme.  
Röntgenblätter 5, 51 (1952)
- Schott, O. :  
Erfahrungen mit dem Belichtungsautomaten.  
Röntgen- u. Lab.-Praxis 10, 131 (1957)

- Spiegler, G.: Die Streustrahlung in ihrer Wirkung auf die Bildgebung.  
Fortschr. Röntgenstr. 51, 498 (1935)
- Spiegler, G.: Das Röntgenbild - dosimetrisch betrachtet.  
Fortschr. Röntgenstr. 80, 754 (1954)
- Stieve, F. E.: Belichtungsautomaten in der Praxis.  
Röntgenblätter 9, 325 und 363 (1956)
- Stieve, F. E.: Untersuchungen über das Wirkungsprinzip von Belichtungsautomaten für Röntgenaufnahmen.  
Fortschr. Röntgenstr. 85, 491 (1956)
- Stieve, F. E.: Über die Dominante im Röntgenbild.  
Fortschr. Röntgenstr. 87, 80 (1957)
- Stieve, F. E.: The automatic exposure timer as a basis for automation in roentgen work.  
Acta radiol. 53, 459 (1960)
- Stieve, F. E.: Automatisierung in der Röntgenpraxis.  
Dtsch. med. J. 12, 691 (1961)
- Stieve, F. E.: Der technische Stand auf dem Gebiet der Belichtungsautomatik.  
Ärztliche Forschung 16, 130 (1962)
- Vogl, M. und Zeidler, H.: Bleiabdeckung zur Beschränkung der Einfallsdosis bei Objekten mit gekrümmten Begrenzungsflächen.  
Röntgen- u. Lab.-Praxis 11, R 161 (1958)
- Widenmann, L.: Untersuchungen über die Abhängigkeit der Filmschwärzung mit handelsüblichen Verstärkerfolien von der Strahlenqualität.  
Fortschr. Röntgenstr. 87, 386 (1957)
- Widenmann, L.: Welche Voraussetzungen erfordert das Arbeiten mit universell verwendbaren Belichtungsautomaten?  
Röntgenblätter 12, 68 (1959)
- Widenmann, L., Wember, M. und Schott, O.: Untersuchungen über den Einfluß des Strahlenreliefs auf die mittlere Filmschwärzung - eine bei Belichtungsautomaten auftretende Fragestellung.  
Röntgenblätter 15, 97 (1962)

- Zieler, E.: Physik und Technik der Belichtungsautomatik.  
Röntgenblätter 14, 289 (1961)
- Zieler, E.: Der Amplimat, ein Belichtungsautomat für allgemeine  
Röntgenographie.  
Fortschr. Röntgenstr. 86, 382 (1957)
- Zieler, E.: Untersuchungen zur Belichtungsautomatik unter beson-  
derer Berücksichtigung des Amplimat.  
Fortschr. Röntgenstr. 88, 718 (1958)

Herrn Prof. Dr. med. H. v. BRAUNBEHRENS möchte ich für die Übernahme des Korreferates und die Durchsicht der vorliegenden Arbeit herzlich danken.

Es ist mir ein aufrichtiges Bedürfnis, meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. Dr. med. F. E. STIEVE, für die Überlassung des interessanten Themas und die vielseitige Beratung bei der Ausführung dieser Arbeit zu danken.

Ebenso gilt mein Dank Fräulein L. WIDENMANN, die mich jederzeit bei der technischen Durchführung der Arbeit unterstützt hat.

## LEBENS LAUF

Ich, Ulrich Peter Thomae, wurde am 10. August 1939 in Tübingen als Sohn des Chemiedirektors Dr. rer. nat. Erich Thomae und seiner Ehefrau Clothilde geb. Schilling geboren. Im Jahre 1945 trat ich in die Tübinger freie Waldorfschule, die dort nach dem Krieg als erste Schule den Unterricht wieder aufnahm, ein. 1949 bestand ich die Aufnahmeprüfung am Uhland-Gymnasium in Tübingen. Infolge familiärer Umstände kam ich noch im selben Jahr nach Stuttgart und besuchte hier von diesem Zeitpunkt bis zur Reifeprüfung, die ich im Jahre 1958 bestand, das altsprachliche Eberhard-Ludwigs-Gymnasium.

Seit dem Sommersemester 1958 studiere ich Medizin an der Universität München. Im Oktober 1960 legte ich die ärztliche Vorprüfung ab. Im Sommer 1964 beendete ich mein Studium mit dem Staatsexamen.







